

Aus der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
des Universitätsklinikums des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. Peter Pospiech

**Entwicklung einer Kaukraftmessapparatur
zur Planung vollkeramischer Restaurationen
im CAD - Verfahren**

**Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2007**

Vorgelegt von
Thomas Daniel Geßner

Geb. am 09.06.1982 in Saarbrücken

Abkürzungen und verwendete Begriffe

C	Coulomb
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
DMS	Dehnungsmessstreifen
FEM	Finite-Elemente-Methode
Kaukraft	Wird in der vorliegenden Arbeit der Begriff „Kaukraft“ verwendet ist damit immer die maximale Kaukraft gemeint. Sollten Sachverhalte geschildert werden, die sich auf die praktische Kaukraft beziehen, wird explizit darauf hingewiesen (siehe dazu auch Kapitel 3.2).
Kraftnebenschluss	Eine durch direkte mechanische Kopplung entstehende Teilung der auf den Sensor eingeleitete Kraft, wodurch es zu einer Reduktion der auf den Sensor eingeleiteten Kraft kommt.
LG	Lockerungsgrad
LWL	Lichtwellenleiter
m	Meter
M	Mega
Messfehler	Differenz zwischen Istwert und Sollwert (angegeben in Prozent)
MFS	Magnetfeldsensoren
N	Newton
p	Pico
Pa	Pascal
PC	Personal Computer
SD	Standardabweichung
ST	Sondierungstiefe
v.E.	vom Endwert
v.S.	vom Sollwert

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung / Summary	6
2	Einleitung und Zielsetzung	8
3	Literaturübersicht und Grundlagen.....	9
3.1	Historie der Kaukraftmessung	9
3.2	Begriffsdefinition der Kaukraft	12
3.3	Biomechanik und Funktionslehre	14
3.4	Neuromuskuläre Steuerung der Kaukraft	19
3.5	Sensoren und Messtechnik.....	21
3.5.1	Kraftsensoren.....	22
3.6	Aktueller Stand der Kaukraftmessung	25
3.7	Probleme und Schwierigkeiten der Kaukraftmessung	28
3.8	Kaukräfte und Belastbarkeit der Pfeilerzähne	30
3.9	Anwendungsgebiete für Kaukraftmessapparaturen	34
4	Patienten, Material und Methoden	36
4.1	Beschreibung der Kistler-Apparatur	36
4.2	Beschreibung der POWERSCAN I - Apparatur	39
4.2.1	Aufbissgabel.....	40
4.2.2	Handgerät und Software.....	42
4.3	Prüfung der Kaukraftmessapparaturen	44
4.3.1	Prüfung der Kaukraftmessapparatur „Powerscan I“	44\\
4.3.2	Prüfung der Kistler-Apparatur.....	47
4.4	Vorversuch Lebensmittelprüfung.....	47
4.5	Untersuchungen am Patienten.....	48
4.5.1	Patienten.....	48
4.5.2	Datenerhebung	50
4.5.3	Durchführung der Messungen	50
4.5.4	Auswertung der Messdaten.....	51
5	Ergebnisse	54
5.1	Ergebnisse aus der Prüfung der beiden Kaukraftmessapparaturen.....	54
5.1.1	Ergebnisse der Prüfung POWERSCAN I.....	54
5.1.1.1	Einfluss der Schlauchteile auf die Messgenauigkeit.....	54
5.1.1.2	Bestimmung des Kraftnebenschlusses	55
5.1.1.3	Linearitätsprüfung Kaukraftmessapparatur „Powerscan I“	55\\
5.1.2	Ergebnisse der Prüfung Kistler-Apparatur	59
5.1.2.1	Einfluss der Schlauchteile auf die Messgenauigkeit.....	59
5.1.2.2	Bestimmung des Kraftnebenschlusses	60

5.1.2.3	Linearitätsprüfung Kistler - Apparatur	60
5.1.3	Vergleich der Kaukraftmessapparaturen	62
5.2	Ergebnisse Lebensmittelprüfung	63
5.3	Ergebnisse aus den Patientenversuchen	64
5.3.1	Ergebnisse der Messungen	64
5.3.1.1	Ergebnisse Testgruppe 1	64
5.3.1.2	Ergebnisse Testgruppe 2	67
5.3.1.3	Ergebnisse Testgruppe 3	70
5.3.1.4	Vergleich der drei Testgruppen	72
5.3.2	Bewertung der Messapparaturen durch die Probanden	74
6	Diskussion	75
6.1	Diskussion der Konstruktion	75
6.1.1	Anforderungen an die zu entwickelnde Apparatur	75
6.1.2	Anmerkungen zur Kistler - Apparatur	77
6.1.3	Anmerkungen zur POWERSCAN I - Apparatur	79
6.1.3.1	Erläuterungen zur Schaltung	79
6.1.3.2	Erläuterungen zur Software	83
6.1.3.3	Erläuterungen zur mechanischen Konstruktion	84
6.2	Diskussion der Ergebnisse aus den Vorversuchen	86
6.3	Diskussion der Ergebnisse aus der Lebensmittelprüfung	88
6.4	Diskussion der Ergebnisse aus den Patientenversuchen	89
6.5	Kaukraftmessung als Grundlage für CAD	91
7	Literaturübersicht	94
8	Anhang	102
9	Publikationen	121
10	Danksagungen	122
11	Lebenslauf	123

1 Zusammenfassung

Keramische Werkstoffe erlangen aufgrund ihrer hohen Biokompatibilität und guten Ästhetik eine immer größer werdende Bedeutung in der Zahnmedizin. Die CAD/CAM-Technologie hat dabei besonders zum Erfolg beigetragen, da sie eine Fertigung des Zahnersatzes in standardisierter Qualität ermöglicht. Als nachteilig bei diesen Systemen ist jedoch zu sehen, dass der Zahntechniker oder Zahnarzt beim CAD/CAM - Verfahren die Dimensionierung der Brückengerüste, und hier insbesondere des Konnektorbereiches als deren frakturanfälligsten Bauteil, nur nach vorgegebenen Standardwerten für die auf die Brücke wirkenden Kräfte vornehmen kann.

Es ist jedoch vielfach in der Literatur beschrieben, dass die tatsächlich auf die Brücke wirkenden Kaukräfte stark von Patient zu Patient variieren. Daraus ergibt sich, dass nach den Standardwerten konstruierte Brücken meist entweder unter- oder überdimensioniert sind, so dass ästhetische und paradontalhygienische Einbußen oder Frakturen die Folge sind.

Ziel dieser Arbeit war daher die Konstruktion einer Apparatur zur Messung der individuellen maximalen Kaukräfte zwischen einem antagonistischen Zahnpaar. Die Apparatur sollte dabei derart gestaltet sein, dass die tatsächlich auftretenden Kräfte auf die Zähne gemessen werden und die dabei ermittelten Kräfte als Dimensionierungsgröße in die Auslegung vollkeramischer Brücken einfließen können.

Ergebnis der Entwicklungstätigkeit stellen zwei sehr unterschiedliche Messapparaturen dar. Die erste arbeitet mit einem piezoelektrischen Kraftsensor, der mit Hilfe einer neu entwickelten Haltepinzette zwischen die Zahnreihen platziert werden kann und eine direkte Kraftmessung erlaubt. Bei der zweiten Apparatur handelt es sich um eine vollständige Neuentwicklung auf Basis eines DMS – Kraftsensors. Der besagte Sensor ist in eine mechanische Vorrichtung integriert, die eine indirekte Krafteinleitung auf den Sensor über eine hebelgesetzliche Kraftübertragung ermöglicht. Ein weiterer Teil dieser Erfindung stellt eine neuentwickelte Signalaufbereitung dar, die eine direkte Darstellung der Messdaten erlaubt. Im weiteren Verlauf der Arbeit wurde die Funktionsfähigkeit der Apparaturen im Laborversuch mithilfe einer Universalprüfmaschine am Modell und mittels einer klinischen Studie an 42 Patienten bei der 1512 Einzelwerte erfasst und ausgewertet wurden, überprüft. Bei den Ergebnissen konnte gezeigt werden, dass beide Apparaturen reproduzierbare, präzise Messungen der tatsächlich wirkenden Kaukräfte ermöglichen. Ebenfalls konnten auch die aus der Literatur bekannten großen Schwankungen der Kaukräfte von 43 - 1081 N gezeigt werden. Die Integration der mit beiden Apparaturen gemessenen individuellen Kaukräfte in bestehende CAD/CAM-Systeme ist daher Grundlage für die Verbesserung der Planungssicherheit und Lebensdauer vollkeramischer Brückenrestorationen.

1 Summary

Ceramic materials are becoming more important in dentistry due to their high bio-compatibility and preferred natural colouring. Along, with the rapid development of CAD/CAM-technology, it now becomes possible to manufacture ceramic bridges of the highest quality.

It's a failing that the dental profession utilises standard dimensions to construct a bridge design, without considering individual values that are unique for every patient. Dimensioning the connector is important so that the whole ceramic bridge won't be over- or under-dimensioned. This would guarantee a high fracture strength, esthetics and parodontal hygiene.

The intention of this study was to develop and construct a new type of occlusal force gauge for the determination of the individual bite force between two antagonistic teeth. The measured values should then be used for dimensioning all-ceramic-bridges that are specifically fabricated to fit the patient.

As a result of this study two items of equipment, utilising different techniques, were developed. The first employs a piezoelectric transducer that is to be placed, with a purpose designed holding device, between two single teeth. The force is transmitted directly to the sensor.

The second item, that also employs a new concept, is composed of a mechanical holding device which transfers the bite force to a strain gauge which is connected to a hand-held unit. The system operates with an indirect transmission of force to the transducer. A new signal processing device was also developed in conjunction with the strain gauge system.

A test was performed with a universal testing machine and a small clinical trial was arranged to test the new items of equipment, to establish reproducible results. A total of 42 patients produced 1515 measured values.

The test results confirmed that the force gauges produced both accurate and repeatable values. The results were very similar to the values given in the appropriate technical papers. The bite force recorded ranged from 43 – 1081 Newton.

The results suggest that integration of individual occlusal bite forces in the CAD/CAM-technology can help to increase reliability and to extend the durability of all-ceramic-bridges.

2 Einleitung und Zielsetzung

Im Guinnessbuch der Rekorde ist vermerkt, dass der Amerikaner Richard Hofmann eine Kaukraft von 4420 N zwei Sekunden lang gehalten hat. Dieser Wert entspricht einem Vielfachen der mit 200 bis 500 N angegebenen durchschnittlichen maximalen Kaukräfte beim Menschen [7, 23, 25, 90, 97].

Solche großen Streuungen der auftretenden Kaukräfte führen zu Problemen bei der Planung von Zahnersatz, da die in der Mundhöhle auftretenden Belastungswerte einen entscheidenden Einfluss auf die Dimensionierung und den Langzeiterfolg einer zahnprothetischen Versorgung haben.

Von großem Interesse ist daher die auf einen Einzelzahn oder ein kleines Segment des Zahnbogens wirkende Kraft, wobei auch beispielsweise eine Brücke dieser Kraft standhalten muss. Die individuelle Messung der Kaukräfte am Patienten stellt daher eine sinnvolle Lösung dar, diese diagnostische Lücke zu schließen [7, 38, 70, 87, 102].

Die zunehmende Bedeutung vollkeramischer Restaurationen in der Zahnheilkunde verleiht diesem Sachverhalt neue Aktualität. Keramische Werkstoffe weisen anders als Metalle ein Spröbruchverhalten auf. Die Belastbarkeitsgrenze vollkeramischen Zahnersatzes ist daher die Bruchlast, die stark konstruktionsabhängig ist und keinesfalls überschritten werden darf.

Die Konstruktion und Fertigung moderner Keramikrestaurationen geschieht in zunehmendem Maße durch computergestützte Systeme im CAD/CAM - Verfahren [2, 6, 8, 10, 22, 41, 53, 64, 109]. Ein nach wie vor ungelöstes Problem ist dabei, dass diese Systeme Brücken nach Standardwerten dimensionieren, und keinen Bezug zur individuellen Kaukraft des Patienten herstellen. Dadurch entstehen nicht optimal auf den Patienten abgestimmte Versorgungen, die entweder überdimensioniert oder unterdimensioniert sein können. Ästhetische und parodontalhygienische Einbußen, wie Frakturen der Restaurationen, sind die Folge.

In der Literatur gibt es bereits viele Entwürfe zur Konstruktion von Kaukraftmessapparaturen, jedoch ist keine optimal für das beschriebene Einsatzfeld geeignet [5, 13, 14, 15, 24, 30, 31, 38, 47, 49, 62, 63, 68, 72, 73, 83, 87, 102, 110].

Ziel dieser Arbeit ist daher die Entwicklung einer neuartigen Apparatur zur In-vivo-Messung von Kräften zwischen antagonistischen Zahnpaaren in der menschlichen Mundhöhle. Die Apparatur sollte speziell für die Planung von CAD/CAM-gefertigtem Zahnersatz geeignet sein und einen einfachen Einsatz in der zahnärztlichen Praxis ermöglichen.

3 Literaturübersicht und Grundlagen

Im folgenden Kapitel sollen die Grundlagen vermittelt werden, welche für Mediziner und Naturwissenschaftler gleichermaßen interessant und notwendig sind. Da es sich bei der vorliegenden Arbeit um ein interdisziplinäres Projekt handelt, müssen medizinische wie auch sensortechnische Grundlagen zum besseren Verständnis kurz dargelegt werden. Des Weiteren soll eine ausführliche Literaturübersicht über den Stand der Wissenschaft zum Thema Kaukraftmessung informieren.

3.1 Historie der Kaukraftmessung

Praktisch alle zahnärztlichen Maßnahmen am mandibulo-maxillären System müssen unter Berücksichtigung der dort vorherrschenden Kräfte und deren Wirkung auf Gewebe und Zahnersatz durchgeführt werden. Schon sehr früh gingen Bemühungen in die Richtung, die Kräfte im Kausystem in ihrer Qualität und Quantität darzustellen und zu beschreiben.

Als erster hat sich hieran wohl der italienische Anatom und Mathematiker BORELLI 1681 versucht. Er legte bei geöffnetem Mund eine Schlinge um den Unterkiefer auf Höhe der ersten Molaren, band Sie unter dem Kinn zusammen und befestigte daran Gewichte. Er erzielte damit relativ hohe Werte, da er ungewollt in seine Messung auch die Aktivität der Nackenmuskulatur mit einbezog [14].

SAUER verfeinerte 1870 dieses Verfahren, indem er anstelle der Schlinge einen Stahlstab auf die unteren Molaren legte und unter dem Kinn Gewichte anbrachte [102]. ROSENTHAL arbeitete 1895 in ähnlicher Weise mit auswechselbaren Gewichten [87].

Dass großes Interesse an einer Apparatur zur Messung der Kaukräfte bestand, zeigt ein Wettbewerb zur Entwicklung einer solchen Vorrichtung der holländischen Zahnärztlichen Gesellschaft aus dem Jahre 1911. Diese Vorrichtung war vorgesehen zur Bestimmung der Gebrauchsminderung des Kauorgans von Kriegsgeschädigten mit Kieferbrüchen. Gesucht wurde damit ein genormtes Verfahren zur Festlegung von Invaliditätsansprüchen.

ECKERMANNS entwickelte daraufhin 1911 erstmals einen neuen Ansatz und bestimmte mit seiner Methode die Kraft, die zum Öffnen der Zahnreihen nötig ist [24].

Wirklich ernst zu nehmende Werte im Bezug zur Präzision der Messung lieferten BLACK (1895) und ARNONE (1909). Sie arbeiteten beide nach der gleichen Methode - zwei Platten, die zwischen die Zahnreihen geklemmt platziert wurden und durch eine Feder auseinander gehalten wurden. Sie bestimmten über die Federkonstante und die Annäherung der Platten

die wirkenden Kräfte [5, 102].

Das Prinzip, die Kraft über die Deformation einer Feder zu bestimmen, wurde auch in den Gnathodynamometern nach DIETZ und HABER angewendet (Abb.1). DIETZ ließ seine Patienten im Vergleich zu HABER nicht auf Metall, sondern auf Hartgummiplatten beißen und erzielte dadurch höhere Werte [38, 102].

Eine von SCHWANDER hergestellte und von LICKTEIG verbesserte Apparatur verfolgte ein



Abb.1: Kaudruckmessapparatur nach HABER, Berlin (aus Privatsammlung)

anderes Messprinzip. Sie nutzten einen Öldruckstempel als Kraftaufnehmer, der zur Darstellung der Messwerte mit einem Manometer verbunden war [102].

KÖHLER, ETLING und SCHÖNEWALD entwickelten 1921-1922 einen weiteren technischen Ansatz. Sie werteten in Umkehrung der Brinellschen Kugeldruckprobe die Impressionstiefe einer Stahlkugel in ein Zinnplättchen bekannter Härte aus [15, 102].

Im angloamerikanischen Raum machten sich WORNER und BOOS um die Kaukraftmessung verdient. WORNER nutzte einen flüssigkeitsgefüllten Kolben, der mit einem Druckmesser verbunden war. BOOS erfasste Kräfte von Totalprothesenträgern in einer Variation der von KÖHLER entwickelten Technik [13, 49, 110].

Die Beschreibung der bis hier aufgeführten Entwicklungen stellt nur einen kleinen Ausschnitt der intensiven Bemühungen um die Messung der Kaukräfte in der Zeit vor 1945 dar. BRAWLEY und SEDGWICK beschrieben 1938 in einer Publikation 31 verschiedenartige Kaukraftmessapparaturen, die alle rein mechanische Konstruktionen darstellten und meist nur bedingte Genauigkeit erzielten [15].

Nach 1945 nahmen elektronische Verfahren Einzug in die Kaukraftmessung und brachten eine Vielzahl von Neuentwicklungen. Dies führte dazu, dass LÖFBERG 1960 bereits mehr als 50 Messgeräte beschrieb [62, 63].

Durch HOWELLS fand erstmals eine elektronische Messdose nach dem induktiven Prinzip Anwendung. Die elastischen und deformierbaren Elemente stellten dabei Metallplatten mit unterschiedlichem E-Modul dar, die durch zentrale Krafteinleitung durchgebogen und dadurch einer flachen Spule angenähert wurden. Damit konnten mit der Apparatur

verschiedene Kraftbereiche abgedeckt werden. Die Aufbissfläche hatte ohne das elastische Elemente eine Breite von 9 mm und der Sensor eine Dicke von 6 mm. Die erzeugte Induktionsänderung wurde mit einer analogen Elektronik ausgewertet (siehe Abb. 2) [49].

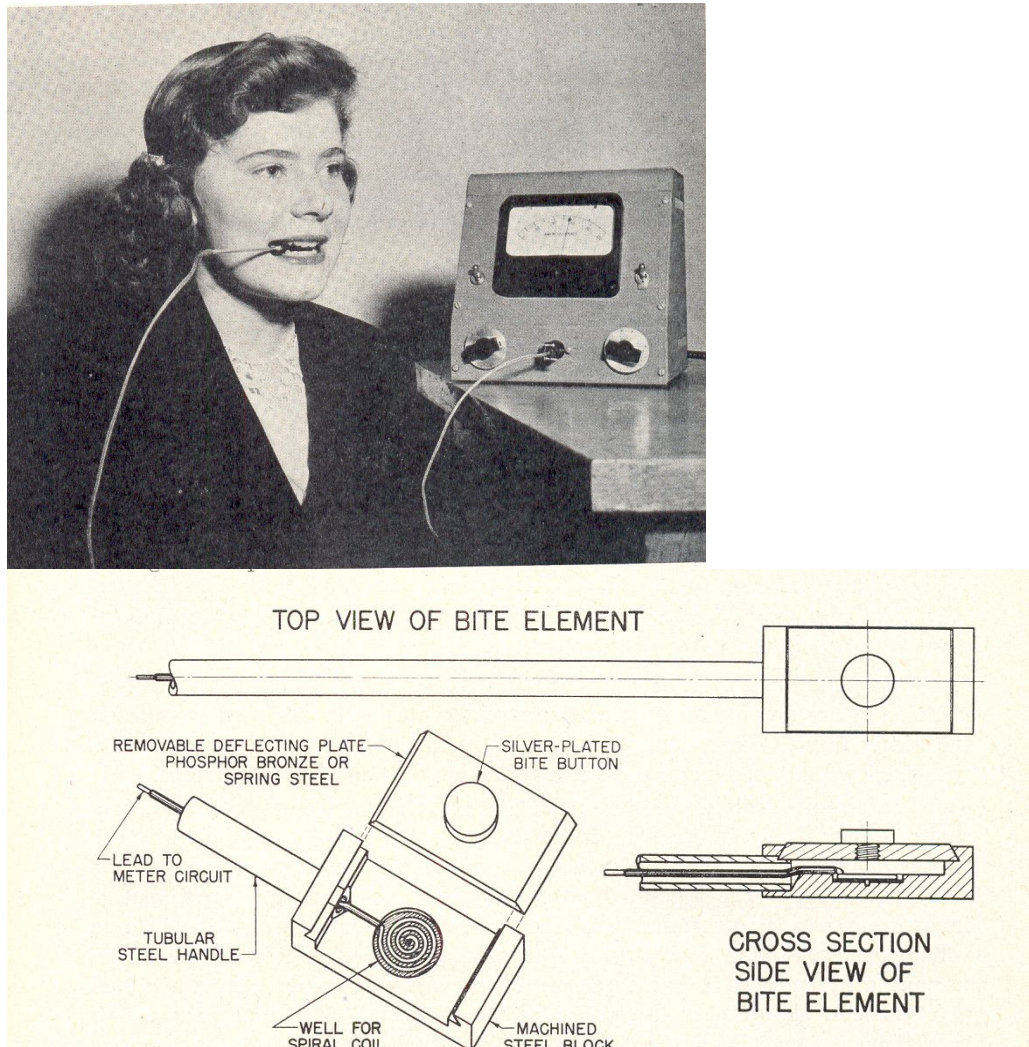


Abb. 2: Kaukraftmessapparatur nach HOWELL und MANLY; oberes Bild: Aufbisselement mit angeschlossener analoger Auswerteelektronik, unteres Bild: systematische Darstellung des induktiven Kraftaufnahmes [49].

ANDERSON etablierte 1953 erstmals eine Methode zur interferenzfreien Messung der Kaukräfte in physiologischer Okklusion. Bedeutende Fortschritte waren hierbei durch Neuerungen in der Sensortechnik möglich. Dadurch wurde es erreicht, den Sensor, integriert in ein Goldinlay, direkt in eine Molarenkavität zu platzieren. Statische und dynamische Messungen der Kaukräfte wurden so bis zu einer Kraft von 40-60 N ermöglicht [4].

HELKIMO et al. experimentierten 1978 mit Beißgabeln und Beißplatten mit eingebauten Fleck-Messinstrument-Wandlern. So konnten zwar die Beißkräfte an den einzelnen Zähnen

des Zahnbogens gemessen werden, dabei wurde jedoch die vertikale Dimension erheblich verändert [47, 62].

FLOYSTRAND et al. entwickelten 1982 einen Miniaturkraftwandler, d.h. eine Beißplatte von kleiner Höhe, wodurch die Bisserrhöhung erheblich reduziert werden konnte [30, 31, 62].

PRAGAI stellte 1988 ein Messverfahren unter Verwendung von Dehnungsmessstreifen vor, das aus einem Messkopf und zwei Schenkeln bestand. Die Darstellung der Messwerte wurde durch eine analoge Auswerteelektronik übernommen. Einsatz fand seine Apparatur bei seinen Untersuchungen zur Totalprothesengestaltung [83].

In jüngster Zeit gab es einige Bemühungen, die Kaubelastung auf Implantate zu messen. Auf diesem Gebiet haben sich MERICSKE-STERN, PIOTTI und SIRTES aus Bern und MORNEBURG aus Erlangen verdient gemacht. Sie integrierten einen Dreikomponenten - Kraftsensor in eine Implantatsuprakonstruktion, um in vivo die Belastung beim Kauen auf ein Implantat in drei Dimensionen zu registrieren [68, 72, 73].

3.2 Begriffsdefinition der Kaukraft

Bevor auf die eigentliche Messung der Kräfte im stomatognathen System eingegangen werden kann, müssen die einzelnen Kraftphänomene klar definiert und gegeneinander abgegrenzt werden. Die bisher angewandte Nomenklatur unterlag einem ständigen Wandel und ist daher in der Literatur uneinheitlich und damit oft sehr undeutlich.

In den Anfängen der Kaukraftmessung wurde der Begriff „*Kaudruck*“ verwendet. Gemeint war damit der Druck, der zwischen den Zahnreihen durch die Kaumuskulatur zu Stande kommt. Als Beispiel nennt HABER den Zirkusartisten, der an einem Lederriemen durch Wirken seiner Kaumuskulatur mehrere Menschen heben kann.

Unter diesem Verständnis von Kaudruck ist eher die Kraft gemeint, die die Kaumuskulatur entwickelt. MORELLI sah darin bereits 1928 ein Problem und stellte die These auf, dass die Funktion der Kaumuskulatur und der Kaudruck zwei grundverschiedene biologische Vorgänge seien. Er verstand unter Kaudruck den Druck, der beim Kauen den einzelnen Zähnen und den Alveolen zukommt. Er sah darin nicht die Funktion der Kaumuskulatur [9, 40, 70, 94].

Bei RIECHELMANN ist zu lesen: „Der Kaudruck resultiert aus der Summe der Kräfte, mit der die Gesamtheit der Kaumuskeln den beweglichen Unterkiefer gegen den festen Oberkiefer bewegt“. Er unterschied den absoluten Kaudruck, der die strukturelle Belastbarkeit der Zähne und die physiologische Belastbarkeit des Parodontiums

widerspiegelt, im Vergleich zu dem praktischen Kaudruck, der zum Zerkleinern von Speisen genügt. Da der praktische Kaudruck weit unter dem absoluten Kaudruckwert liegt, zeigt sich, dass die Natur eine über das benötigte Maß hinausgehende Kraftreserve angelegt hat [9, 86].

MÜLLER führte den Begriff des Zahnschmerzhaftigkeitsdruckes ein und meint damit den durch die Schmerzempfindlichkeit am einzelnen Zahn begrenzten Kaudruck [9, 77].

Diese vor 1930 gängigen Definitionen wurden von BERNKLAU heftig angegriffen. Er führte die funktionelle Anpassung der oralen Strukturen auf Veränderungen der Kaubelastung zurück. Der Begriff des *absoluten Kaudrucks* wäre daher nicht tragbar, da er Leistungssteigerung durch Training unterschläge. Daher ist jeder gemessene Kaudruckwert ein relativer Wert und würde von ihm als *relativer Kaudruckwert mit temporärer Konstanz* bezeichnet werden. Seine Definition sah im Kaudruck die allseitig, hebelgesetzlich auf die Zahnreihen und Schleimhaut wirksame Kaumuskelkraft, dessen maximale Grenze das Verhältnis Hebeldruck zu Kaudruckwert sei und welcher durch die Schmerzgrenze der Parodontien begrenzt werde [9].

THOLUCK zerlegte 1923 in seiner für die damalige Zeit bedeutenden Schrift „Der Kaudruck“, den Begriff Kaudruck in seine Bestandteile und umschrieb in ausführlicher Weise den praktischen Nutzen der „Kaudruckmesser“ [38, 95].

Die Bezeichnung Kaudruck wurde in den Nachkriegsjahren nicht mehr verwendet, da sie physikalisch unkorrekt ist. Druck ist als Kraft pro Fläche definiert (Einheit: Pascal). Eine gemessene Kraft von z.B. 50 kg als Kaudruck anzugeben, ist daher falsch.

Die gemessene Energieäußerung im Kausystem als Kaukraft zu bezeichnen, scheint daher sinnvoller und setzte sich bis heute in der Literatur durch. Da eine Kraftäußerung durch Größe und Wirkrichtung bestimmt ist, wird sie in Newton angegeben und kann nur gedeutet werden, wenn weitere konkrete Angaben über die genaue Anordnung der Kraftmessung gemacht werden [102].

In mancher Literatur findet man auch die Bezeichnung Beißkraft, die als Synonym für den Begriff Kaukraft verwendet wird. Beißkraft bringt zum Ausdruck, dass die gemessenen Werte bewusst evozierte Maximalkraftäußerungen sind, die weit größer sind, als die Kraftwerte beim physiologischen Kauen [62].

Heute gängig ist die Definition nach KÖRBER, der die Kaukraft als messbare, muskuläre Kraft zwischen den Kauflächen des Ober- und Unterkiefers beschreibt. Er differenziert dabei auch zwischen der *funktionellen Kaukraft* (die von anderen Autoren auch praktische- oder physiologische Kaukraft genannt wird [49, 62, 65, 107]) und der *maximalen Kaukraft*. Dabei sind die funktionellen Kaukräfte unter okklusalem Kontakt beim physiologischen Kauen unverhältnismäßig kleiner als die maximalen Kaukräfte im Bereich der parodontalen Schmerzgrenze [58].

Darüber hinaus existiert noch der Begriff der absoluten Kaukraft, welche die potentielle Energie der Kaumuskulatur insgesamt umfasst. Diese wurde von FICK auf 4000 N und von GYSI auf 2100 N berechnet [29, 102]. Es wird deutlich, dass der Begriff Kaukraft nicht eindeutig ist und daher zur näheren Bestimmung mit den Zusätzen „praktisch“ und „maximal“ näher bestimmt werden muss.

Klarer definiert sind die Begrifflichkeiten im Englischen. Hier bezeichnet der Ausdruck „Bite force“ oder „Maximum occlusal force“ eindeutig die maximale Kaukraft oder wörtlich übersetzt die Beißkraft. Wobei die Begriffe „Chewing force“ oder „Mastication force“ eindeutig die praktische Kaukraft, d.h. die physiologisch bei der Nahrungszerkleinerung auftretenden Kräfte bezeichnen.

Da es in der vorliegenden Arbeit um die Messung der maximalen Kaukräfte geht, ist zu Gunsten des besseren Leseflusses immer die Maximale Kaukraft gemeint, wenn von Kaukraft die Rede ist. Sollten Sachverhalte geschildert werden, die sich auf die physiologische Kaukraft beziehen, wird explizit darauf hingewiesen.

3.3 Biomechanik und Funktionslehre

Das Kausystem ist keine anatomische Organeinheit und lässt sich morphologisch nicht von der Umgebung abgrenzen. Nach HÄUPL gibt nur die funktionell aufeinander abgestimmte Orientierung der Gewebsstrukturen einen Hinweis auf die Systemzugehörigkeit der Teilgewebe. Daher ist das Kausystem als die Gesamtheit aller Teilgewebe, die am Kauvorgang beteiligt sind, definiert [43, 58]. Das Kausystem funktioniert wie ein biologischer Funktionskreis, in dem sich alle Systemteile in vorgegebener Ordnung gegenseitig beeinflussen.

Verkürzt sich ein Muskel des stomatognathen Systems, so entsteht Kraft, deren Richtung praktisch identisch ist mit der Verbindung von Ursprung und Ansatz der sie erzeugenden Muskelfasern. Die Kaukraft entspricht einer summierten, resultierenden Kraft der sich kontrahierenden Kaumuskeln: M. masseter, M. temporalis, M. pterygoideus medialis, M. pterygoideus lateralis.

Diese sind beidseitig angelegt, haben ihren Ursprung am Schädel und ihren Ansatz an der Mandibula. Die Funktion der Kaumuskulatur in ihrer Gesamtheit ist die Lageänderung des Unterkiefers im Bezug zum Oberkiefer. Die Aufgaben, die sie dadurch erfüllt, ist die Kaufunktion durch interokklusale statische und dynamische Kraftentfaltung, die Unterstützung der Sprachbildung durch Hohlraumbildung in der Mundhöhle und die mimische Gestikulation.

Die Muskelkraft und -arbeit der verschiedenen Kaumuskeln sind sehr unterschiedlich und wurden von SCHUMACHER experimentell errechnet (Abb. 3) [58].

	Kraft in N	Arbeit in Nm
M. Masseter	284	3,98
M. temporalis	353	6,71
M. pterygoideus medialis	177	1,41
M. pterygoideus lateralis	167	1,67
Summe	981	13,77

Abb. 3: Errechnete Muskelkraft und Arbeit der einzelnen Kaumuskeln nach SCHUMACHER [58]

Der Unterkiefer ist durch das Kiefergelenk beweglich mit dem Schädel verbunden und stellt, genau wie beispielsweise der Unterarm, einen Wurfhebel dar, bei dem der Kraftarm kürzer ist als der Lastarm (Abb. 4).

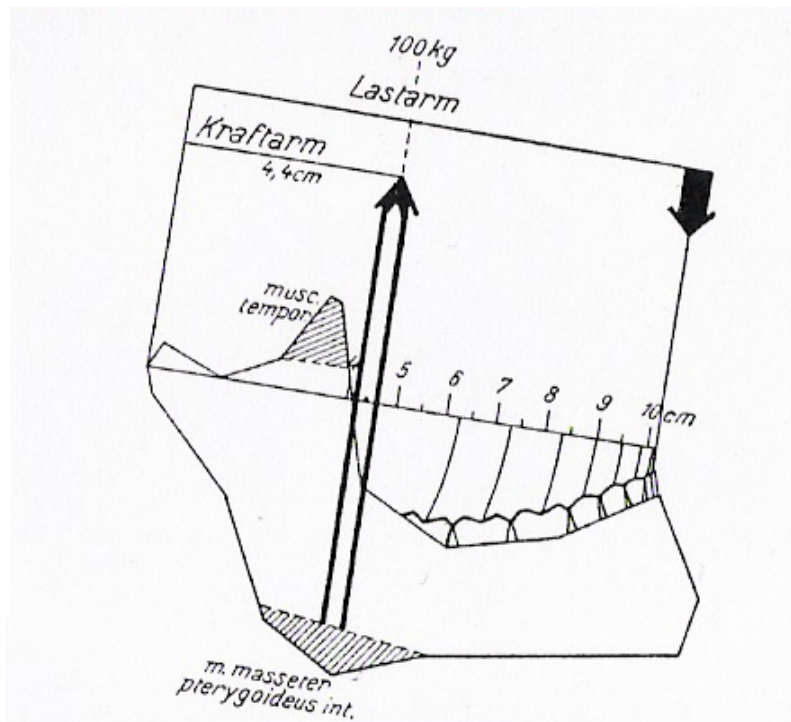


Abb. 4: Darstellung des Unterkiefers mit den vorliegenden Hebelarmverhältnissen nach BERNKLAU [9]

Der Lastarm ist als Verbindung Kondylus – Kraftentfaltungspunkt des Alveolaranteils, der Kraftarm als Verbindung Kondylus – Muskelansatzpunkt am Unterkiefer definiert. Daraus folgt, dass die an der belasteten Kaueinheit (Alveole-Desmodont-Zahn) anliegende wirksame Kaukraft die hebelgesetzlich über die Mandibula übertragene Muskelkraft darstellt. Die

einzelnen Kaumuskeln $M_1, M_2 \dots M_x$ erzeugen Drehmomente der Kraft $F_1, F_2, \dots F_x$ um den Drehpunkt des Unterkiefers. Wird R als Abstand zwischen Drehpunkt und Kaugut definiert, so errechnet sich die wirkende Kaukraft mit der Formel:

$$F_{(Kau)} = \frac{1}{R} (r_1 F_1 + r_2 F_2)$$

Aus dieser Formel ergibt sich: Je kleiner R ist, desto größer sind die Kaukräfte. Die größte Kaukraft wirkt daher im Bereich der Molaren. Das Kiefergelenk übernimmt als Drehpunkt die Führung und Stabilisation dieser hebelgesetzlichen Kraftübertragung. Der Discus articularis teilt das Gelenk in einen oberen und unteren Gelenkabschnitt und ermöglicht dadurch zwei Arten von Bewegungscharakteristika: Bei Mundöffnung erfolgt zunächst eine initiale Rotationsbewegung, die in eine kombinierte Rotations-Translationsbewegung übergeht. Der obere Abschnitt des Gelenks ist dabei vorwiegend für Gleitbewegungen verantwortlich, der untere dagegen eher für Rotation. Die reine Rotation des Unterkiefers findet um eine beschriebene Scharnierachse statt und ist an folgende Bedingungen geknüpft: Kondylen in Retralposition, kleine Öffnungsweite bis ca. 10 mm, manueller Gegendruck zum Ausschalten der Vorschubkräfte des *M. pterygoideus lateralis* (die von Anfang an Bestandteil der physiologischen Öffnungsbewegung sind und unter physiologischen Bedingungen eine reine Rotationsbewegung verhindern) [58].

Diese Bewegungen laufen immer in beiden Gelenken simultan ab. Daher ist zu beachten, dass die auf einer Kieferhälfte isoliert ausgeübte Kraft immer die hebelgesetzlich übertragene Kraftwirkung der Muskulatur beider Kieferhälften ist [37]. Eine weitere wichtige Drehachse des Unterkiefers liegt im Bereich der Foramina mandibulae. Während der Kaufunktion besitzt diese Eintrittsstelle für Nerven und Gefäße in den Unterkieferkörper die ruhigste Lage. Diese gelenkfern gelegene Drehachse ist nur durch eine gleichzeitige Gleit- und Rotationsbewegung der Kondylen möglich [58].

Neuere Theorien gehen davon aus, dass das Kiefergelenk während der aktiven Kaumuskeltätigkeit keinen wesentlichen Kräften unterworfen ist. Vielmehr ist der gesamte Unterkieferkörper in einem ständigen, muskelgeführten Balancezustand, der das Gelenk vor ständiger Druckbeanspruchung schützt. Lediglich bei der Leerbewegung des Unterkiefers führt das Kiefergelenk in erster Linie und die Krafteinleitung erfolgt direkt ins Kiefergelenk [33, 58, 96].

Die Bewegungen des Kausystems stellen einen biologischen Funktionskreis dar. Eine endlos ablaufende Regelschleife zwischen Zentralnervensystem – Muskelaktivität – Bewegung des Unterkiefers – Kontakt der Zähne – Beanspruchung der Parodontien – Wahrnehmung der Rezeptorsysteme in allen Teilmembranen – und Rückmeldung zum Zentralnervensystem bestimmen maßgeblich die Funktion und die auftretenden Kräfte [58].

Die bei Kaubeanspruchung auf den Zahn einwirkenden Kaukräfte werden von der Zahnwurzel über das Desmodont in das Alveolarfach übertragen. Die Zähne sind im Sinne einer Syndesmose bindegeweblich im Zahnfach verankert. Die Ausrichtung der kollagenen Fasern sorgt dafür, dass die okklusal auf den Zahn einwirkende Kräfte in eine Zugbeanspruchung des Knochens umgewandelt werden, was einen physiologischen Reiz für den Knochenerhalt darstellt.

ESCHLER und FRÖHLICH fanden zusätzlich heraus, dass die Verlaufsrichtung und Ausrichtung der desmodontalen Fasern interindividuell schwankt und führten dies auf die von Proband zu Proband sehr unterschiedlichen Beanspruchungswerte auf die Parodontien zurück. Daraus leitet sich ab, dass die Belastbarkeit des Zahnhalteapparats regulatorischen Anpassungsprozessen unterworfen ist und sich ändernden Belastungsmustern anpassen kann [28, 34].

Aufgrund dieser syndesmalen Befestigung kann jede Kraft, die an der Zahnkrone angreift, den ganzen Zahn innerhalb der Alveole verschieben. Diese Eigenbeweglichkeit des Zahns wird als physiologische Zahnbeweglichkeit bezeichnet und beschreibt eine Verlagerung des Zahnes in Richtung der einwirkenden Kraft.

Nach PARFITT verläuft die physiologische Zahnachse in der Belastungsrichtung, in der ein Zahn ohne Kippung ausschließlich intrudiert wird. Alle Kraftangriffspunkte außerhalb dieser Achse stellen eine extraaxiale Belastung dar und lassen den Zahn als zweiarmigen Hebel mit einem Drehpunkt im apikalen Wurzeldrittel fungieren. Bei dieser Belastungsform wandelt nicht wie bei der axialen Krafteinleitung das gesamte Parodont die Kraft auf den Zahn in eine Zugbelastung des Knochens um, sondern es kommt durch horizontale Exkursion zu druckbelasteten und zugbelasteten Zonen. Die extraaxiale Kraftkomponente schränkt daher die maximale Belastbarkeit des Zahnes ein, da nicht die gesamte Parodontaloberfläche zur Kraftaufnahme genutzt wird [58, 79, 80].

MÜHLEMANN untersuchte die horizontale, axiale und rotatorische Totalexkursion eines Zahnes in der Alveole [58, 74, 75]. Entscheidender Faktor für die physiologische Beweglichkeit ist die Breite des Parodontalspalts zwischen Zahn und Alveolarwand. Dieser ist nach COOLIDGE sanduhrförmig und in der Wurzelmitte am schmalsten. Die durchschnittliche Parodontalspaltbreite schwankt altersabhängig von 210 µm bei 16-jährigen Probanden und nimmt kontinuierlich im Alter auf 150 µm ab. Als zweiter Einflussfaktor beschreibt er den Belastungsgrad, der zu Schwankungsbreiten von 180 µm durchschnittlicher Parodontalspaltbreite bei stark belasteten Zähnen und 100 µm bei antagonistischen- und verlagerten Zähnen führt [19].

Die sich daraus ergebenden horizontalen Zahnbeweglichkeiten bei extremer Belastung machen nur ungefähr ein Viertel des Wurzelhautspalts aus. In Abhängigkeit von der

Kieferposition und der Okklusionsform werden Seitenzähne daher beim Pressen annäherungsweise 40-60 µm horizontal und 20-25 µm vertikal ausgelenkt.

MÜHLEMANN stellte in seinem sogenannten Parodontogramm dar, dass kein linearer Zusammenhang zwischen der Belastung auf den Zahn und dem daraus resultierenden Auslenkmaß besteht. Vielmehr gibt es mehrere charakteristische Phasen im Kraft-Auslenkungsverlauf, die durch die initiale Kraftaufnahme durch das Desmodont bei geringen Belastungen (initiale oder desmodontale Zahnbeweglichkeit) und die elastische Deformation des Alveolarknochens bei größerer Krafteinwirkung (sekundäre Zahnbeweglichkeit) begründbar sind [74, 75]. Die Bindegewebsfasern des Wurzelhautspaltes sind mit einem korbformigen Blutgefäßsystem (Wedlscher Gefäßknäuel) durchzogen.

Dies ist laut PARFITT maßgeblich für die relative Ruhelage der Zähne verantwortlich. Abhängig von vorausgegangenen Ereignissen und dem orthostatischen Druck befinden sich die Zähne beim Liegen in einer etwas extrudierten Lage, beim stehenden Patienten in einer mittleren Lage und nach Kaubeanspruchung in intrudierter Lage. Der alveoläre Gefäßkorb ist auch verantwortlich für die Rückstellung des Zahns in seine physiologische Lage nach Kaubeanspruchung [80]. Die Zahnbeweglichkeit ermöglicht ein transversales Gleiten der Zahnkronen. Bei lückenloser Aneinanderreihung der Approximalkontakte aller Zähne können okklusal einwirkende Kräfte zu einem gewissen Teil in eine horizontale Kraftkomponente umgewandelt werden. Ein lückenloser Zahnbogen ist daher Grundvoraussetzung für eine gleichmäßige Verteilung der einwirkenden Kaukräfte [58].

	Schmelz	Dentin
Vickershärte	250-550	60-70
Druckfestigkeit MPa (N/mm ²)	300-450	200-350
Zugfestigkeit MPa (N/mm ²)	40-60	10-20
Elastizitätsmodul MPa (N/mm ²)	50.000-85.000	15.000-20.000

Abb. 5: Biophysikalische Daten der Zahnhartgewebe Schmelz und Dentin [58]

Auch die Zahnhartsubstanz unterliegt einer gewissen elastischen Verformung und übernimmt daher bei voll ausgelastetem Zahnhaltegewebe einen minimalen Anteil an der physiologischen Zahnbeweglichkeit. Viel entscheidender jedoch ist die Elastizität der Zahnhartgewebe für die Tatsache, dass durch sie eine Art Pumpeffekt auf den Dentinliquor ausgeübt wird. Dies spielt eine Rolle bei Schmerzsensationen, die bei Belastungen des Zahns nahe der Maximalwerte auftreten. Die Elastizität der Zahnhartsubstanz hängt vom Alter und Vitalität des Zahnes ab und liegt in der Größenordnung von 40 µm/m bei 10 N an der Schmelzdentingrenze [58, 59].

3.4 Neuromuskuläre Steuerung der Kaukraft

Die Kaumuskulatur besteht aus quergestreiftem Muskelgewebe, dessen Grundelemente die Myofibrillen sind. Eine Menge Myofibrillen bilden durch paralleles Aneinanderlagern die eigentliche Muskelzelle, auch Muskelfaser genannt. Mehrere Muskelfasern bilden Faserbündel, die wiederum in ihrer Gesamtheit den Muskel bilden. Die Muskelfaser stellt die neurophysiologische Grundeinheit dar und kontrahiert sich aufgrund neuronaler Impulse. Die daraus resultierende Muskelkraft entsteht durch die Summation der Kontraktion einer bestimmten Menge dieser Muskelfasern. Innerviert wird die Kaumuskulatur durch Motoneuronen [58].

Jedes Motoneuron innerviert mehrere Muskelfasern und bildet eine motorische Einheit. Die Motoneuronen zeigen eine regelmäßige rhythmische Entladung, deren Frequenz die Muskelaktivität bestimmt. Die mittlere Entladungsfrequenz der Kaumuskulatur liegt bei 10 Hz und führt dazu, dass der scheinbar ruhig gehaltene Unterkiefer mit 8 - 12 Hz in einer vertikalen Amplitude schwingt [58,59]. Bei Reflexauslösung steigt die Motoneuronenfrequenz jedoch auf bis zu 400 Hz und führt dann zur maximalen Muskelkontraktion.

Jeder Regel- und Steuerkreis bedarf eines Rezeptorsystems, um eine sinnvolle Kraftentfaltung zu ermöglichen und Schäden an den Geweben vorzubeugen. Das komplexe Kausystem ist daher mit einer Vielzahl verschiedener Rezeptoren ausgestattet:

- Ø Muskelspindeln
- Ø Sehnenrezeptoren
- Ø Desmodontalrezeptoren
- Ø Rezeptoren im Diskus
- Ø Rezeptoren in der Gelenkkapsel
- Ø Rezeptoren in der Schleimhaut
- Ø Rezeptoren in der Pulpa

Der Regelkreis des Kausystems entspricht einem biologischen Funktionskreis und kann analog einem elektronischen Schaltplan nachvollzogen werden (Abb. 6 und 7) [58]. Die Desmodontalrezeptoren sind ideal geeignet, Druckunterschiede aufzunehmen, da an der Zahnkrone angreifende Kräfte die Zahnwurzel im Desmodont bewegen. Die zentrale Bedeutung des Parodontiums bei der Kaukraftregulation zeigte SCHRÖDER durch das unkontrollierte Ansteigen der Kaukraft nach Lokalanästhesie der Wurzelhaut [89]. Darüber hinaus sind auch Rezeptoren der Pulpa entscheidender Bestandteil der Kraftregulationsmechanismen. Durch elastische Deformation des Zahnhartgewebes vermag die Pulpa als Druckkapsel Okklusalstöße direkt aufzunehmen. Beim avitalen Zahn fällt dieser

Mechanismus weg und kann zu Überbelastungen des Zahns führen [58]. Betrachtet man die maximalen Kaukräfte auf Implantaten wird die zentrale Rolle des natürlichen Zahns für die Regulation der Kaukraft ebenfalls deutlich. AKCA zeigte, dass es signifikante Unterschiede in der maximal erreichbaren Kaukraft zwischen implantatgetragenen (353,6 N) und zahngestütztem (275,5 N), feststehendem Zahnersatz gibt. Er führte dies ebenfalls auf die bei Implantaten fehlende, über das Parodontium vermittelte Sensibilität zurück [3]. RICHTER zeigte, dass die Kaukraft auf Implantaten während des normalen Kauvorgangs mit 120 – 150 N ebenfalls sehr hoch liegt [84].

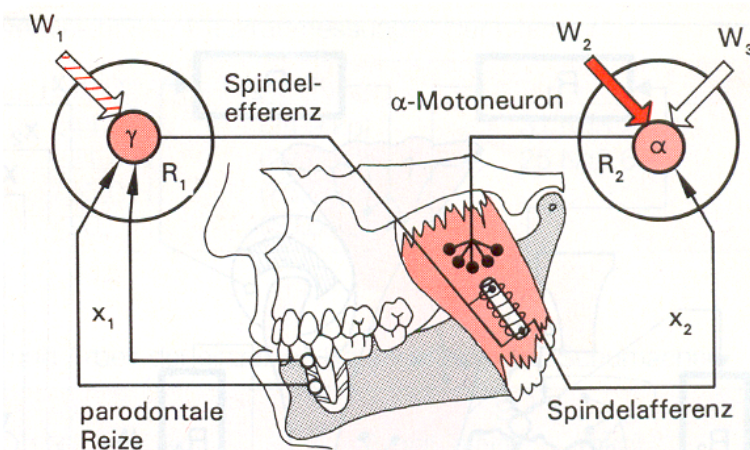


Abb. 6: Regelung der Kaumuskeltätigkeit und der Bereitstellung der Muskelspindeln durch die γ -Motoneuronen (Regler R_1), didaktische Darstellung mit Hilfe der Regeltechnik, Regler R_2 : α -Motoneuronen, W_1 - W_3 : zentrale Regulation, $X_1 + X_2$: Regelgrößen [58]

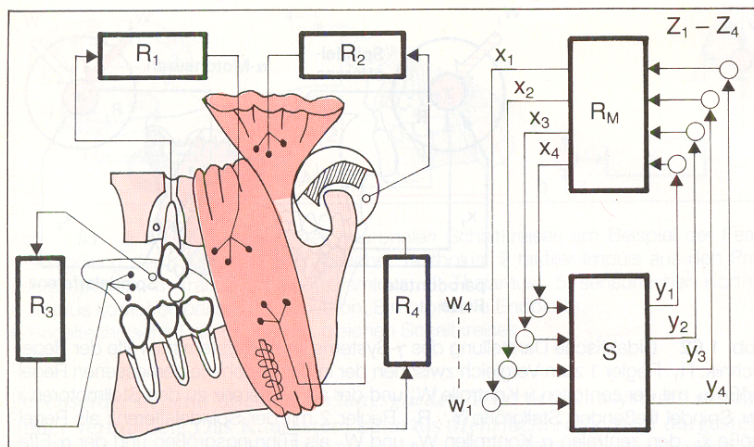


Abb. 7: Kybernetisches Modell des Kausystems als Mehrfachregelkreis, gebildet durch die verschiedenen Muskeln und ihre unterschiedlichen Partien und deren motorischen Einheiten (vereinfacht dargestellt durch nur vier Kreise R_1 - R_4) werden durch den zentralen Mehrfachregler (RM) koordiniert. S: zentrale Regelstrecke [58]

3.5 Sensoren und Messtechnik

Sensoren sind ein entscheidendes Element zur Informationsgewinnung aus Prozessen und Verfahren aus der Umwelt, der Robotertechnik, Haushalts- und Bürotechnik, der Fahrzeugtechnik und der Medizin. Sensoren basieren auf unterschiedlichsten Prinzipien und bestehen aus unterschiedlichsten Materialien. Es gibt keine eindeutige Definition für den Begriff Sensor. Daher treten in der Literatur oft Begriffe wie Messfühler, Messwandler, Geber, Transducer und Messelement auf [85, 98, 106]. Der Begriff Sensor leitet sich vom lateinischen „Sensorium“ – das Empfindungsvermögen oder „Sensus“ – der Sinn ab. Dies zeigt die Parallelität zu den menschlichen Sinnesorganen, die genau wie Sensoren auch auf die Wahrnehmung physikalischer Größen ausgelegt sind (Abb. 8).

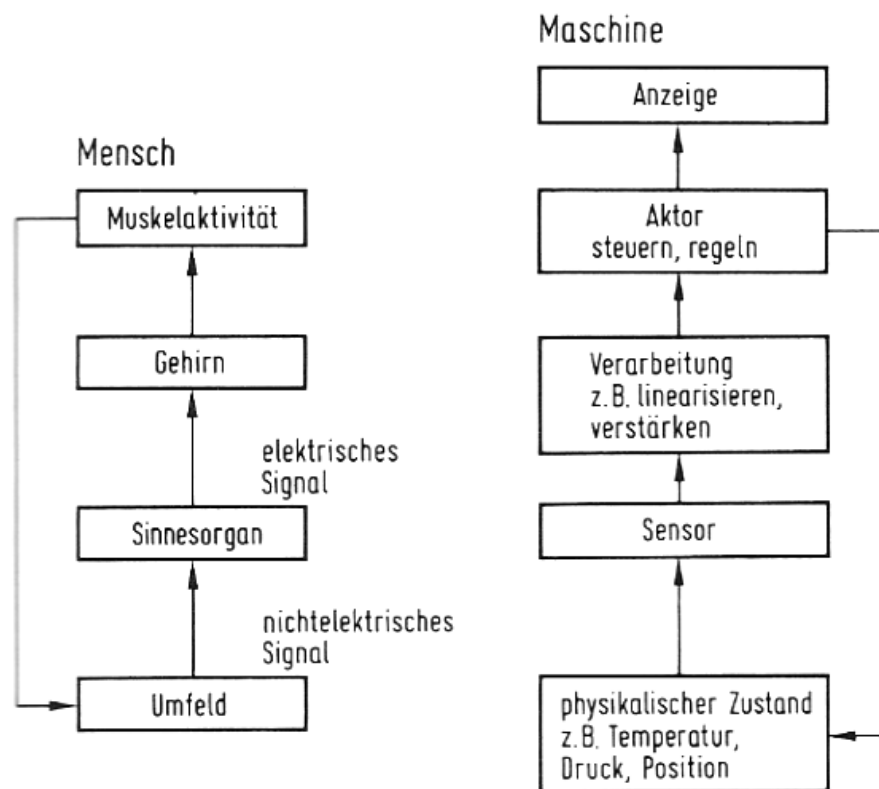


Abb. 8: Sinnesorgane des Menschen und Sensoren der Technik weisen neben gravierenden Unterschieden in den Funktionsprinzipien große Übereinstimmungen auf. Gemeinsam ist beiden, das erst durch intelligente Systeme eine Verarbeitung der erfassten Größen möglich ist [44].

Aufgrund der Notwendigkeit der begrifflichen Festlegung wurden in dieser Arbeit die Begriffsdefinition nach HAUPTMANN [44] gewählt:

Ein Sensor wandelt die zu messende physikalische Größe und ihre Änderung in eine elektrische Größe und deren Änderung um, die dann elektrisch weiterverarbeitet oder übertragen werden kann. Ein Sensor kann dabei unterteilt werden in ein Primärelement, das

die physikalische Größe aufnimmt (Kraft, elektromagnetische Wellen, Druck), also das eigentliche Sensorelement (Wandlerelement); zweitens die Signalaufbereitung, welche für Verstärkung, Filterung und Analog-Digital-Wandlung sorgt. Dieser Teil kann in das Sensorelement integriert sein oder getrennt vom Sensor vorliegen. Daher kann er in den Sensorbegriff mit einbezogen werden, oder wenn beide Systeme getrennt voneinander betrachtet werden, ihre Gesamtheit als Sensorsystem bezeichnet werden [85].

Sensoren sind für verschiedenste Messaufgaben verfügbar. Temperatursensoren, Drucksensoren, Optische Sensoren, Magnetfeldsensoren, Mikromechanische Sensoren, Chemische Sensoren sind gängige, großindustriellgefertigte Bauelemente, die in fast allen Bereichen der Technik Anwendung finden.

3.5.1 Kraftsensoren

Zur Messung einer gegebenen physikalischen Größe können verschiedenste Sensorprinzipien zur Anwendung kommen. Die Sensoren unterscheiden sich vor allem in ihrer Funktionsweise und Herstellungsart. Kraftsensoren erfassen die physikalische Größe Kraft und finden Einsatz bei der Druck, Kraft und Beschleunigungsmessung.

Piezoresistive Sensoren

Die am häufigsten verwendeten Kraftsensoren beruhen auf dem piezoresistiven Effekt (auch Piezowiderstandeffekt genannt). Darunter versteht man die Änderung des elektrischen Leitfähigkeitsverhaltens monokristalliner Siliziumverbindungen unter Einwirkung einer mechanischen Spannung, d.h. einer Zug- oder Druckbelastung. Es besteht dabei ein Zusammenhang zwischen relativer Widerstandsänderung $\Delta\rho/\rho$ und der anliegenden mechanischen Spannung σ von: $\Delta\rho/\rho = \pi\sigma$, wobei π den piezoresistiven Koeffizient darstellt, der die räumliche Anordnung der Kristalle widerspiegelt.

Da der Koeffizient π stark richtungsabhängig ist, müssen die Siliziumelemente in Form von Widerstandsbahnen auf Verformungskörper aufgebracht werden. Die Widerstände werden in einer Wheatstonebrückenschaltung im Bereich maximaler mechanischer Spannung aufgebracht [61]. Da die vier Widerstände der Siliziumelemente möglichst gleiche Eigenschaften besitzen müssen, werde diese in mikroelektronischer Technik realisiert. Das entstehende Bauelement wird Dehnungsmessstreifen (DMS) genannt. Diese werden in riesigen Stückzahlen als standardisierte Bauteile großindustriell gefertigt. Zur Konstruktion eines Kraftsensors wird der Dehnungsmessstreifen auf einen mit Hilfe von Finite-Elemente (FEM) berechneten Deformationskörper an die Stelle der größtmöglichen Spannung aufgeklebt. Dieser Sensortyp wird als DMS-Kraftsensor oder piezoresistiver Kraftsensor bezeichnet (Abb. 9) [44].

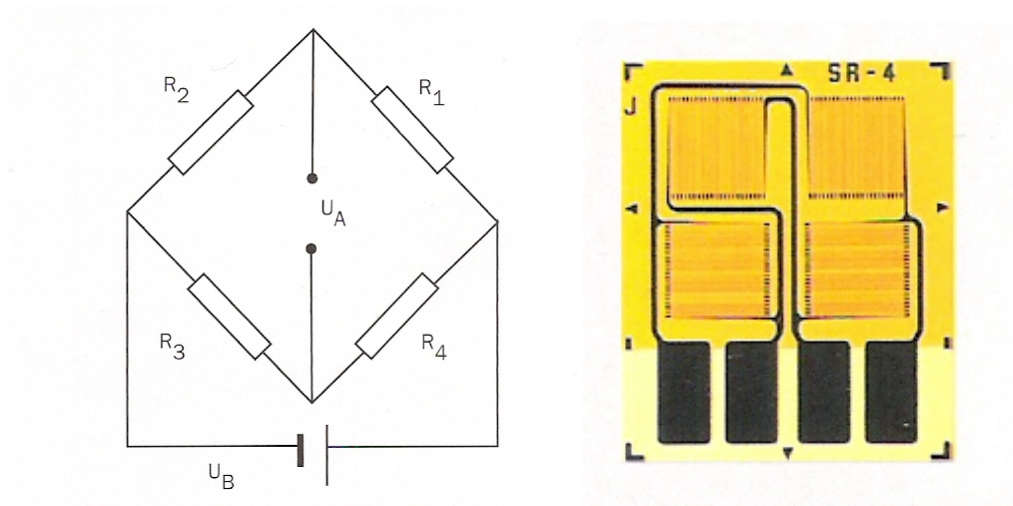


Abb. 9: links: DMS-Messbrücke, rechts: Standort DMS auf einer Membran [112]

Kapazitive Sensoren

Ein weitere Möglichkeit der Kraftmessung nutzt den kapazitiven Effekt aus. Die Kapazität eines Plattenkondensators hängt von der Dielektrizitätskonstante, der Plattenfläche und dem Plattenabstand ab. Für die Konstruktion eines Kraftsensors kann die Abhängigkeit der Kapazität vom Plattenabstand ausgenutzt werden. Ein Problem dieses Sensorprinzips ist die elektrisch nicht einfach zu realisierende Signalaufbereitung der sehr kleinen Kapazitätsänderungen [92].

Piezoelektrische Sensoren

Ein weiteres sehr häufig eingesetztes Sensorprinzip zur Kraftmessung nutzt den Piezoelektrischen Effekt. Piezoelektrische Materialien („piezin“ – gr. Drücken) erzeugen bei mechanischer Belastung elektrische Ladungen. Dies beruht auf der Deformation des Kristallgitters durch eine äußere Krafteinwirkung, wodurch es zu einer Verschiebung positiver und negativer Gitterbausteine gegeneinander kommt und ein elektrisches Dipolmoment entsteht. Die entstehende Piezoelektrizität ist also eine lineare elektromechanische Wechselwirkung zwischen dem elektrischen und mechanischen Zustand von Kristallen. Geeignete Materialien sind Quarz, Turmalin und ferroelektrische Keramiken (z.B. Bleizirkonattitanat). Die durch die Deformation hervorgerufenen Ladungen sind der einwirkenden Kraft proportional. Die dabei auftretenden sehr kleinen Ladungen im pC - Bereich müssen zur messtechnischen Auswertung in ein Spannungssignal im Voltbereich gewandelt werden. Dies geschieht durch einen Ladungsverstärker. Die piezoelektrischen Kraftsensoren sind sowohl für die dynamische als auch für die statische Kraftmessung geeignet [11].

Magnetfeldsensoren

Ein ganz anderer Ansatz stellt der Einsatz von Magnetfeldsensoren (MFS) zur Kraftmessung dar. Diese Sensoren sind in der Lage, das Vorhandensein eines Magnetfelds in ein elektrisches Signal zu transferieren. Aufgrund ihres linearen Verhaltens eignen sie sich als hochpräzise Positionssensoren. Für den Einsatz als Kraftsensor werden ein Magnetfeldsensor und ein Dauermagnet in einen Deformationskörper integriert. Die durch die einwirkende Kraft hervorgerufene Deformation des Kraftsensors führt zu einer Annäherung des Magneten in Richtung Magnetfeldsensor. Diese minimale Annäherung kann durch den Magnetfeldsensor detektiert werden und lässt auf die einwirkende Kraft schließen. Entscheidender Vorteil dieser Sensoren ist die vollkommene Verschleißfreiheit und damit die fast unbegrenzte Lebensdauer [44, 103].

Mikrobiegungsdrucksensoren

Auch die faseroptische Technik gibt Möglichkeiten zur Kraftmessung. In diese Kategorie gehören Mikrobiegungsdrucksensoren (microbending - sensors). Sie beruhen auf dem Phänomen, dass ein Lichtwellenleiter (LWL) bei sehr starker Biegung einen Teil des in der Glasfaser geführten Lichts vom Kern in den Mantel auskoppelt. Die hervorgerufene Dämpfung der Lichtintensität, welche durch mechanische Spannungen elastooptisch hervorgerufen wird, kann zur Kraftmessungen bis in den mPa-Bereich eingesetzt werden. Ein entscheidender Vorteil dieses Sensorprinzips ist die elektrische Interferenzfreiheit (Abb. 10) [44].

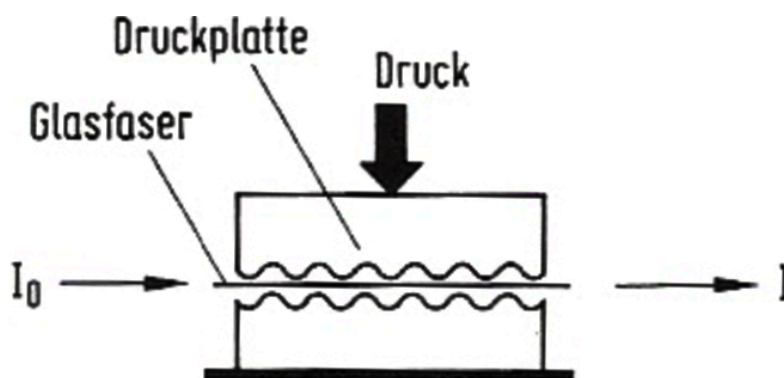


Abb. 10: Drucksensor nach dem Mikrobiegungsprinzip [44]
(I_0 - Eingangsintensität, I - Ausgangsintensität)

Induktive Sensoren

Ein bereits altes Sensorprinzip zur Kraftmessung beruht auf Induktion. Das zugrundeliegende physikalische Prinzip besteht darin, dass die Induktion einer Spule vermindert wird, wenn ein leitendes Material in die Nähe der Spule gebracht wird. In Kraftsensoren wird dieses Prinzip in Form eines elastischen Deformationskörpers mit

integrierter Spule und Silberfolie, die sich bei Krafteinwirkung annähern, realisiert. Die Spule ist Teil eines elektrischen Schwingkreises, dessen Oszillationsamplitude von der Spuleninduktion abhängt und aus zwei Stromkreisen besteht. Mit einem Gleichstrom-Mikroampermeter können die Änderungen der Induktion im modulierenden Stromkreis erfasst werden, die proportional zur einwirkenden Kraft sind. Ein entscheidender Vorteil dieser Methode ist die Unempfindlichkeit gegenüber Temperaturschwankungen [49].

3.6 Aktueller Stand der Kaukraftmessung

Die Industrie bietet mittlerweile eine Vielzahl von Möglichkeiten an, mit der sich eine Kaukraftmessung realisieren lässt. Jedoch ist noch keine standardisierte Apparatur erhältlich, mit der einfach und schnell die Kaukraft gemessen werden kann. Verschiedene Methoden für die individuelle Kaukraftmessung bieten sich an und sollen kurz vorgestellt werden.

Messung mit einem Piezo-Sensor

Eines der einfachsten Verfahren stellt die Messung mit einem Piezo-Sensor dar. Dieses Sensorprinzip ist hochpräzise und die Sensoren sind von sehr kleiner Abmessung. Ein Sensor, dessen Abmessungen für den direkten intraoralen Einsatz geeignet ist, bietet die Firma Kistler Instrumente AG (Winterthur, Schweiz) an. Der Sensor muss mit einer Halteapparatur in den Mund eingeführt werden, über deren Konstruktion in der Literatur jedoch keine Angaben gemacht werden [7]. Dieses Sensorprinzip wurde auch von MERICSKE und DUYCK zur dreidimensionalen Aufzeichnung von dynamischen Kaubewegungen auf Implantaten eingesetzt [23, 68].

Messung mit einer Druckmessfolie

Ein weiteres Verfahren wird von der Firma Fujifilm (Tokyo, Japan) angeboten. Es handelt sich dabei um die Druckmessfolien Fujifilm Prescale® (Abb. 11), die sich bei Krafteinwirkung verfärben. Eine Bestimmung der Kaukraft erfolgt durch die optische Auswertung der

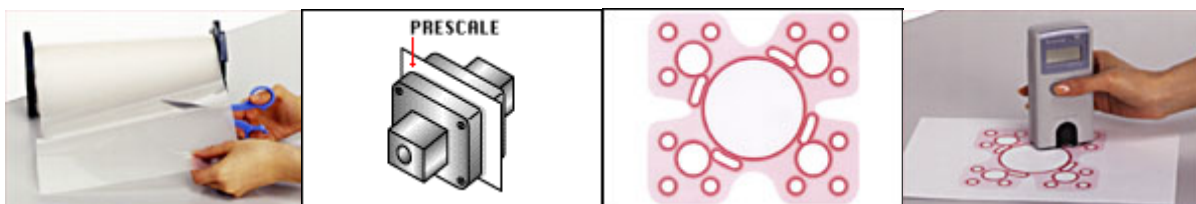


Abb. 11: Fujifilm Prescale® System [113]

Verfärbungsintensität, was mit dem von Fujifilm angebotenen Zubehör relativ einfach möglich ist. Entwickelt wurde dieses System für den Maschinenbau und die Forschung. Fujifilm bietet mittlerweile ein spezielles System für die dentale Anwendung an, welches jedoch eher für die Analyse der Verteilung der Okklusionskontakte gedacht ist. Zur Kaukraftmessung legte OTTL die Druckmessfolie zwischen zwei je 1 mm starke Gummifolien, damit beim Aufbeißen eine gewisse Lebensmittelqualität gegeben ist. Das System muss im Mund fixiert werden, um Verschiebungen zwischen dem A - Film und dem C - Film der Druckmessfolie zu verhindern. Auf diese Art können einfache und reproduzierbare Resultate erzielt werden. Die Messung ist jedoch recht ungenau und erlaubt nur die annäherungsweise Bestimmung der Maximalkraft. Diese Technik ist ungeeignet für die Messung dynamischer Vorgänge [78].

Messung mit einer Multisensorfolie

Das System T-Scan II® der Firma Tecscan (Boston, USA) dient dazu, die Kraftverteilung zwischen den Okklusalfächen von Ober- und Unterkiefer zu bestimmen (Abb. 12). Dies geschieht durch sehr dünne Messfolien (ca. 100 µm), in denen tausende Sensorzellen eingebettet sind. Das Messprinzip beruht auf einer Widerstandsänderung durch Krafteinwirkung. Die Auswertung der Messung geschieht durch eine speziell für die dentale Anwendung entwickelte Software. Nachteil dieses sehr komfortablen und teuren Systems ist, dass mit ihm nur Kraftverteilungen dargestellt werden können. Die Erfassung absoluter Kraftwerte ist nicht möglich.

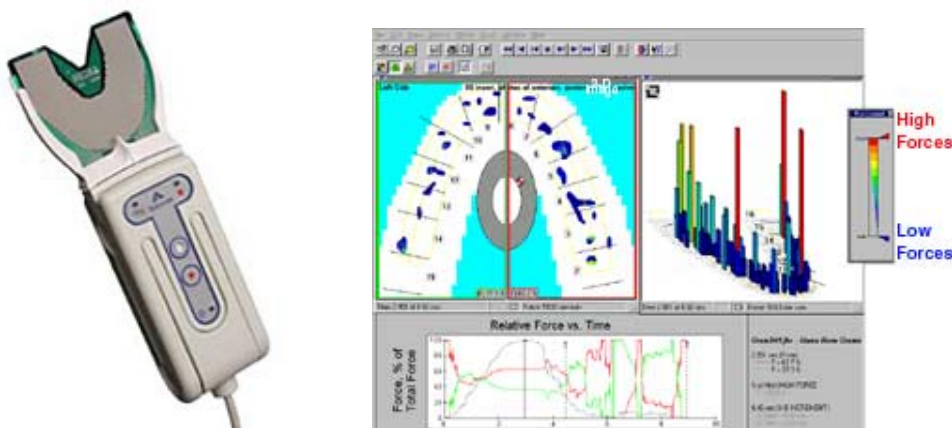


Abb. 12: T-Scan II® von Tecsan, linkes Bild: Aufbissgabel mit integrierter Computerschnittstelle; rechtes Bild: Software [114]

Kaukraftmessung mit intraoraler 3-Punkt-Belastung

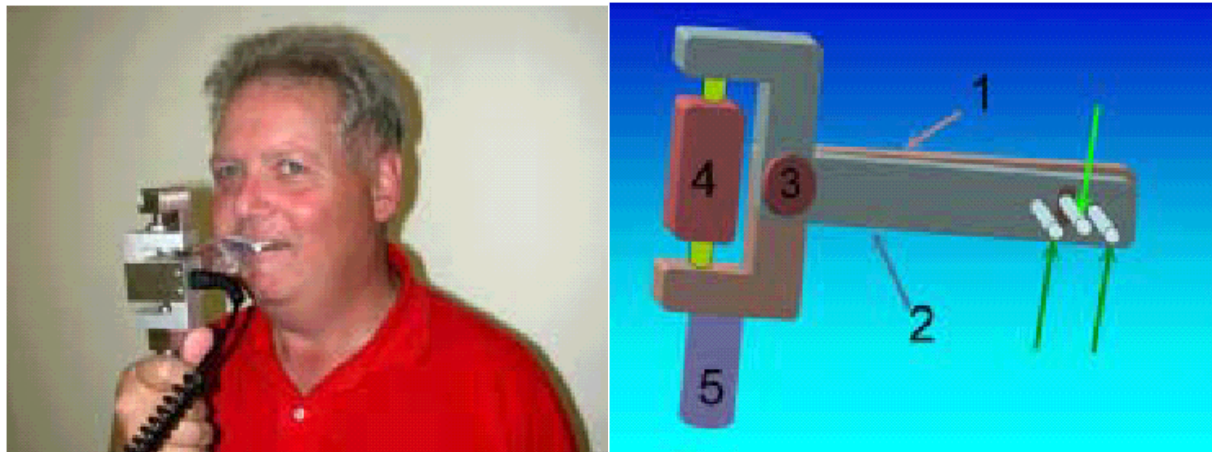


Abb. 13: Kaukraftmessmessapparatur nach BALTZER und KAUFMANN; rechts: Apparatur in der Anwendung; links: schematische Darstellung, 1 und 2: beiden Teile der Schere, 3: Scharnier der Schere, 4: Druckkraft-Lastzelle, 5: Griff [7]

Auf eine altbewährte Technik greift die Kaukraftmessung mit intraoraler 3-Punkt-Belastung von BALTZER und KAUFMANN zurück (Abb. 13). Sie übertragen die Kaukraft über eine mechanische Konstruktion auf einen extraoralen Kraftsensor. Das verwendete Sensorsystem ist eine Druckkraftlastzelle der Firma Mecmesin (Brütsch/Rüegger, Schweiz) mit angeschlossener Signalaufbereitung Mecmesin BRC. Zur graphischen Auswertung findet die Software Mecmesin Dataplot BRC 23835 Anwendung. Die Methode zeichnet sich durch eine einfache Handhabung aus, hat allerdings nur eine Genauigkeit von $\pm 10\%$ [7].

Kaukraftapparatur der Firma Nagano Keiki

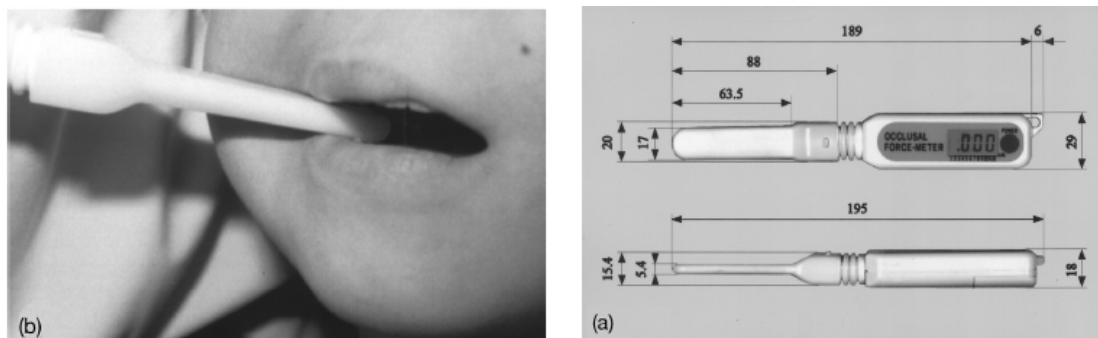


Abb. 14: Nagano Keiki, GM10 [50]

Ein ganz neuartiges Kaukraftmessgerät wurde 1996 in Japan vorgestellt. Es handelt sich um das sehr kompakte Handgerät GM10 der Firma Nagano Keiki (Japan) (Abb. 14). Das Gerät besteht aus einem flüssigkeitsgefüllten Kissen, auf welches aufgebissen wird. Die auftretende Kraft wird über die Druckänderung in der Flüssigkeit bestimmt. Das Gerät ist bisher nicht frei auf dem Markt erhältlich und wird zur Zeit noch in mehreren Studien

getestet. Daher kann an dieser Stelle noch keine klare Aussage über die Praktikabilität gemacht werden, jedoch spricht für diese Apparatur die sehr kompakte Bauform [50, 88].

Mechanische Kaukraftmessapparatur

Die momentan einzige, käuflich zu erwerbende Apparatur zur Kaukraftmessung ist der Gnathometer von blend-a-dent®, (Procter & Gamble). Es handelt sich hierbei um einen Hebel-Schiebe-Kraftmesser mit einer Messskala von 1 bis 10. Die Gnathometermessung ist laut STARK eine im täglichen Routinebetrieb sinnvoll einsetzbare Messapparatur zur Prüfung des Prothesenhalts. Aufgrund der geringen maximalen Belastbarkeit von nur 110 N ist seine Anwendung allerdings auf Totalprothesenträger beschränkt [93].

3.7 Probleme und Schwierigkeiten der Kaukraftmessung

DIETZ entwickelte erstmals einen Gnathodynamometer mit Hartgummiplatten als Aufbissbehelf. Aus den Ergebnissen seiner Untersuchungen ging hervor, dass das Kauen auf Metall Unbehagen hervorruft und Angst beim Patienten weckt, die Zähne könnten Schaden nehmen. Dies hemmt das kräftige Zubeißen des Patienten und reduziert damit die Aussagekraft der gewonnenen Ergebnisse. Seine Beobachtungen zeigten ganz deutlich den starken psychologischen Einfluss auf die Messergebnisse [102].

Auch der Abstand der Zahnreihen zueinander hat einen großen Einfluss auf die Kraftentfaltung der Kaumuskulatur. HABER stellte fest, dass die absolute Kaukraft nicht bestimmbar ist, da die maximale Kraftentfaltung nur bei stärkstem, zwischenraumlosem Zusammenbeißen möglich sei [40]. HOWELL teilt die Meinung, dass die maximale Kraft bei minimalem Zahnabstand erreicht wird. Er fordert als zusätzliche Anforderung an eine Kaukraftmessapparatur ein ausreichend schmales Aufbissteil, um eine Einzelzahnmessung an jedem Zahn zu ermöglichen [49].

ANDERSON kritisierte darüber hinaus alle Apparaturen, die beim Messvorgang einen Abstand zwischen den Zahnreihen erzeugen. Laut seiner These wird auf diese Weise nur das Intervall der möglichen statischen Kräfte zwischen den Kiefern erfasst, aber keine Aussage über die tatsächlichen physiologischen Kaukräfte gemacht [4].

Als weiteren Kritikpunkt an diesem Konstruktionsprinzip ist zu sehen, dass zwei planparallele Aufbissplatten nur im spitzen Winkel zwischen die Backenzähne einzuführen sind. Dadurch wird nur die Kraft, die auf die Höckerspitzen wirkt, erfasst. HABER stellt fest, dass die Messung des letzten Backenzahns ein Problem darstellt, da durch Interferenzen mit der Muskulatur die Kraftentfaltung des Patienten behindert werde [38].

Die maximale Kraftentfaltung auf einen Zahn ist nur möglich bei axialer Krafteinleitung auf die Zahnkrone entlang der Zahnachse. Alle extraaxialen Kraftkomponenten mindern aufgrund der Kompressionsbelastung des Parodontiums die Belastungswerte. Die Konstruktion der Aufbissstücke der Kaukraftapparatur muss daher so gewählt werden, dass eine möglichst axiale Belastung der Zähne gewährleistet ist [58, 79, 80].

Bei lückenloser Aneinanderreihung der Approximalkontakte aller Zähne können okklusal einwirkende Kräfte zu einem gewissen Teil in eine horizontale Kraftkomponente umgewandelt werden. Ein lückenloser Zahnbogen erzielt daher eine gleichmäßige Verteilung der einwirkenden Kaukräfte und ermöglicht daher höhere Messwerte als ein Lückengebiss [58]. Auch Kronen und Brückenversorgungen führen zu verminderten Messergebnissen. Dies resultiert aus der Tatsache, dass es aufgrund des elastischen Verhaltens der Zahnhartsubstanzen zu Pumpeffekten auf den Dentinliquor kommt, die bei hohen Belastungswerten zu Schmerzsensationen führen [58, 59].

Verschiedene Apparaturen zur Kaukraftmessung bringen sehr verschiedene Ergebnisse der wirkenden Kaukräfte. Dies hängt stark vom Konstruktionsprinzip der Apparatur ab und hat nur sehr bedingt etwas mit der absoluten Messgenauigkeit der Apparatur zu tun. Diese Tatsache macht eine Verständigung über auftretende Kaukräfte kaum möglich. Das ist wohl einer der Gründe, warum sich bis heute, trotz sehr vieler Entwicklungen, keine Kaukraftmessapparatur durchsetzen konnte. Aufgrund der Uneinheitlichkeit der Messwerte konnte sich kein sinnvolles Behandlungskonzept etablieren, welches eine Integration der Kaukraftmessung in die zahnärztliche Praxis ermöglicht hätte. Daher muss als Grundlage einer Kaukraftmessung ein für alle Anwendungen verbindliches Messkonzept entwickelt werden, welches dann vergleichbare und bewertbare Ergebnisse liefert und die Grundlage für statische Berechnungen zur Planung von Zahnersatz darstellen kann. Die in Abb. 15 und 17 dargestellten deutlichen Schwankungen der bestimmten Kaukraftwerte spiegelt dies wider. Das Problem wurde bereits durch HABER sehr früh erkannt und als „Artikulations – und Kaudruckproblem“ bezeichnet [38, 39].

3.8 Kaukräfte und Belastbarkeit der Pfeilerzähne

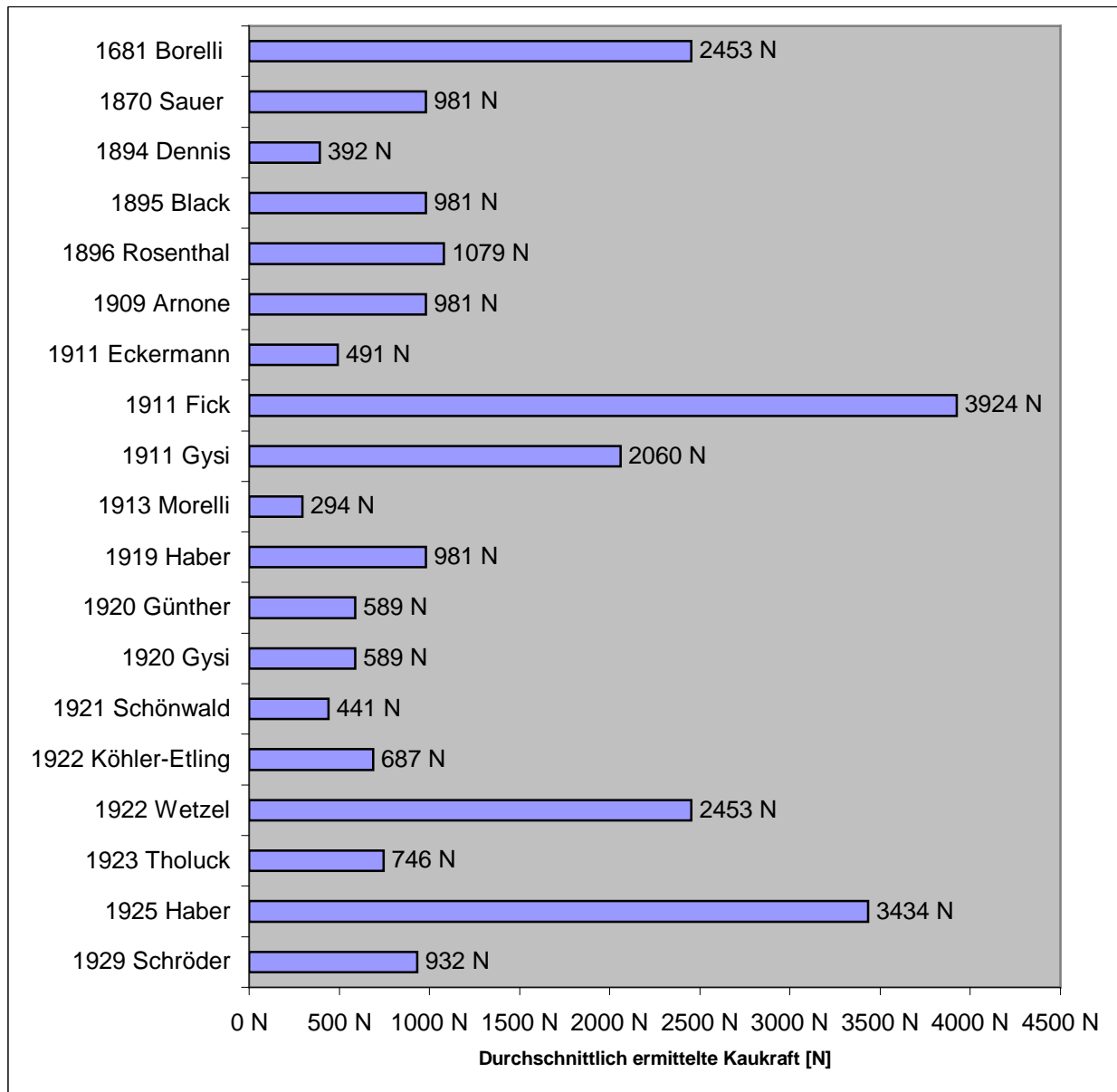


Abb. 15: Übersicht über die maximalen Kaukraftwerte aus Ergebnisveröffentlichungen bis 1945 (nach UHLIG) [102]

Die maximale Kaukraft ergibt die Berechnungsgrundlage für eine optimale Dimensionierung von Zahnersatzkonstruktionen. Die dargestellten Übersichten (Abb.15, 17) zeigen die große Streubreite der gemessenen Kaukraftwerte. Das ist durch die oftmals sehr unterschiedlichen Voraussetzungen der Messungen zu erklären und verdeutlicht den entscheidenden Einfluss der Messapparatur und Messmethode auf die zu bestimmenden Kaukraftwerte. Es zeigt sich auch, dass oftmals sehr unterschiedliche Vorstellungen bei den Autoren über die physikalischen und physiologischen Grundlagen der Messungen bestehen. Die meisten der

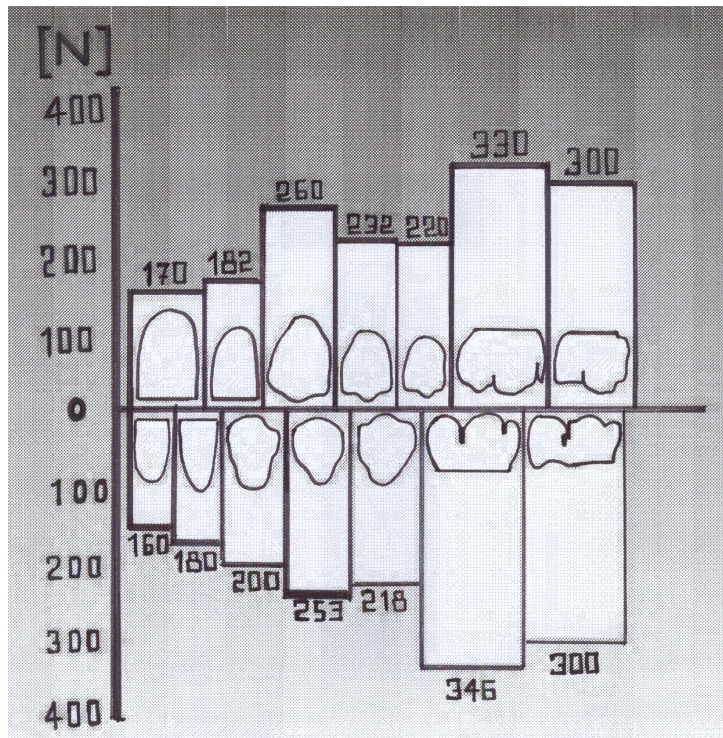


Abb. 16: Mittlere Belastbarkeiten der einzelnen Zähne (nach SCHWICKERATH) [91]

Ergebnisse müssen daher eher als historisches Zeugnis einer technischen Entwicklung gesehen werden [9, 102].

Von den vorher angegebenen Werten grenzen sich die tatsächlichen, funktionellen Kräfte unter okklusalem Kontakt während der normalen unbewussten Kaufunktion sehr deutlich ab. Sie sind sehr viel kleiner und werden von KÖRBER mit 15 – 20 N angegeben [58]. Die größten Kaukraftwerte während der normalen Kaufunktion treten jedoch nicht bei der Speiseaufbereitung auf,

sondern während der Leerkontakte beim Schlucken und während der Lagekontrollkontakte. EICHNER, KÖRBER und LEHMANN bewiesen einheitlich, dass die Kaukraftamplitude des eigentlichen Kauvorgang die 20 N - Grenze nur selten überschreitet [26, 55, 57, 58, 60].

Neben der Messmethode sorgen auch Faktoren wie Alter, Geschlecht, Beschaffenheit der Kaumuskulatur, Art der Bezahnung und Art der prothetischen Versorgung für eine große Streubreite der Messergebnisse.

Die Kaukräfte, die ein Patient in den verschiedenen Bereichen des Zahnbogens entwickeln kann, fallen demnach recht unterschiedlich aus. Im anterioren Bereich sind sie sowohl aus biomechanischen Gründen als auch wegen der geringeren Belastbarkeiten der Frontzähne niedriger als im posterioren Bereich (Abb. 16) [91].

Die unterschiedlichen Belastbarkeiten der diversen Zähne beeinflussen zudem zusätzlich die Kaukräfte, die in den verschiedenen Bereichen im Kauorgan entwickelt werden können.

Die Belastbarkeit der Zähne steht laut HESSEL und SCHWICKERATH in Abhängigkeit von der Wurzelform und der Wurzeloberfläche. Bei Molaren wird von mittleren Belastbarkeiten von 200 N bis 360 N ausgegangen, bei Frontzähnen und Prämolaren liegen die mittleren Belastbarkeiten zwischen 190 N und 290 N. Zu beachten ist aber, dass die maximalen Belastbarkeiten weit über den angegebenen Mittelwerten liegen. Sie können im posterioren Bereich mit 530 N über 2 mal höher und im anterioren Bereich mit 440 N gar über 3 mal höher als der Mittelwert ausfallen [48, 91].

Über den Zusammenhang zwischen Geschlecht und Kaukraft liegen unterschiedliche Befunde vor. In einigen Studien konnte belegt werden, dass Männer eine höhere maximale Kaukraft haben als Frauen. Andere Studien konnten einen solchen Unterschied nicht feststellen. So fanden zum Beispiel HELKIMO und FONTIJN eine durchschnittlich höhere Beißkraft bei männlichen als bei weiblichen Probanden, wobei der Unterschied bei natürlich Bezahnten größer war als bei Totalprothesenträgern [46, 32]. Im Gegensatz dazu zeigte MORIYA, dass die Kaukraft bei Totalprothesenträgern vom Geschlecht nicht beeinflusst wird, dafür aber durchaus mit der lateralen craniofacialen Morphologie korreliert [71].

Generell lässt die Beißkraft mit zunehmendem Alter nach. UCHIDA zeigte, dass die Kaufähigkeit von Fünfzigjährigen eindeutig höher lag als die einer Gruppe Achtzigjähriger [101]. Auch HELKIMO berichtet von einer tendenziellen Abnahme der Beißkraft mit zunehmendem Alter, die bei Frauen stärker als bei Männern ausfällt [46].

Im Gegensatz dazu stellte CARLSSON fest, dass eine zumeist im Alter auftretende Verschlechterung der Zähne hauptsächlich zur Abnahme der Kaufähigkeit führt. Das Alter selbst habe in diesem Zusammenhang keinen Einfluss [18].

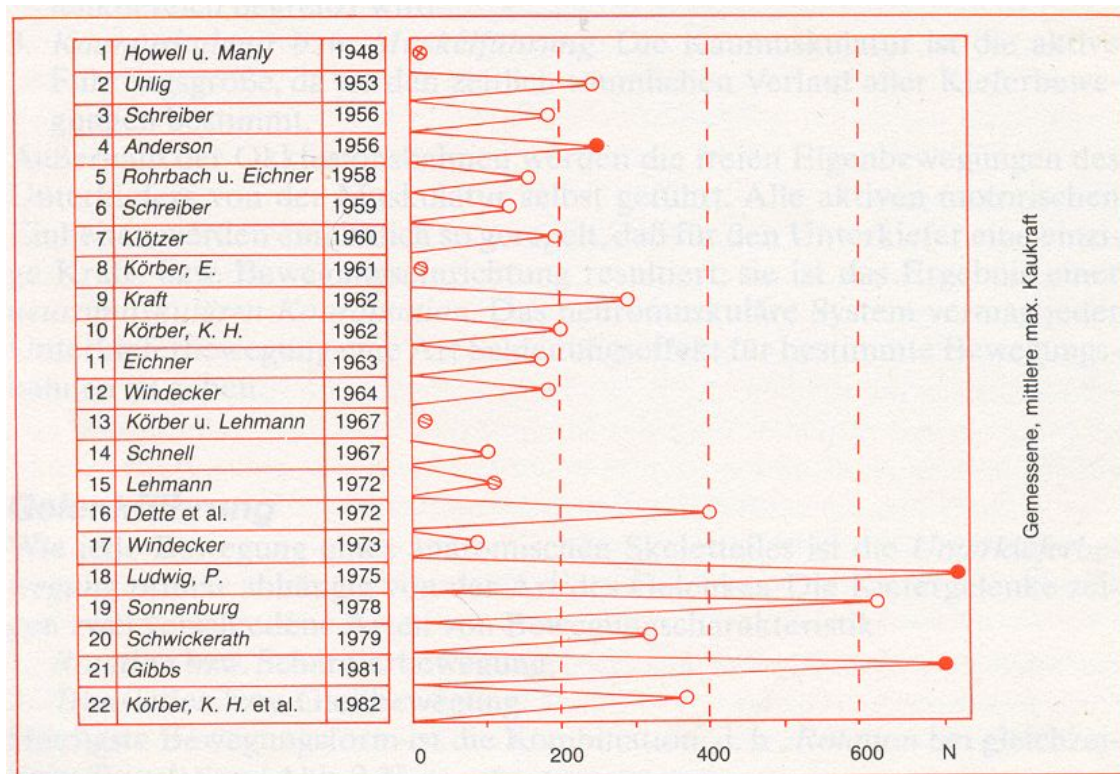


Abb. 17: Übersicht über die maximalen Kaukraftwerte aus Ergebnisveröffentlichungen der Literatur nach 1945. Schraffierte Kreise: Schleinhaut-Druckmessung, Schwarzer Kreis: Messung intraokklusial, Weißer Kreis: Messung interokklusial [58]

Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch MANLY und TZAKIS, deren Studie zufolge das Alter der Patienten nur eine marginale Rolle zu spielen scheint. Allerdings konnten auch diese Autoren nachweisen, dass die Beißkraft bei jüngeren Probanden etwas höher lag als bei Älteren [66, 100].

Der Zustand der Bezahnung ist für die Kaukraft von größter Bedeutung, obwohl gelockerte Zähne laut MIYAURA nicht zwangsläufig zu einer Reduktion der Beißkraft führen [69]. So konnten HELKIMO et al. einen direkten Zusammenhang zwischen der Anzahl der Zähne und der Beißkraft nachweisen, wobei der Verlust der Zähne eine Verminderung der Kaukraft bedeutet [46].

ZAMACONA und TSUGA ließen 80-jährige Patienten die Beziehung zwischen ihrer Kaufähigkeit, der maximalen Kaukraft und dem Zahnzustand selbst bewerten. Die maximale Kaukraft variierte sehr und zeigte eine signifikante Wechselbeziehung zu der Anzahl der übrigen Zähne und dem Zahnzustand. Viele Patienten mit geringem bzw. keinem Restzahnbestand oder herausnehmbaren Prothesen klagten kaum über eine Beeinträchtigung der Kaufunktion und zeigten eine gute Anpassung an ihren beeinträchtigten Zahnzustand und an ihre verminderte Kaukraft [99, 111]. Beobachtungen von KAPUR, SOMAN und HEATH ergaben, dass Totalprothesenträger nur etwa mit einem Sechstel der Kaukräfte junger bezahnter Erwachsener kauen. Daraus ergeben sich für Totalprothesenträger eine durchschnittliche Kaukraft im Seitenzahnbereich von 50 - 100 N [45, 51].

BREKHUS und WENNSTÖM berichteten, dass bei vollständigen gesunden Zähnen die maximale Kaukraft 500 N für die Region des ersten Molaren und 400 N in der Prämolaren-Zone ist. Im Vergleich dazu hatte ein Totalprothesenträger als maximale Kaukraft zirka 50 N im Seitenzahnbereich [16, 104, 105].

Im Gegensatz dazu fanden WILLIAMS et al. allerdings heraus, dass die Kaukraft der Schneidezähne von Totalprothesenträgern sich nicht signifikant von der Kaukraft von bezahnten Patienten unterscheidet [108]. In diesen Kontext gehört auch die Erkenntnis von KAPUR, dass die Prothesenträger beim Durchtrennen faserhaltiger Nahrung eine ähnliche Belastung der Kaumuskulatur verspürten wie die Bezahnten [52].

3.9 Anwendungsgebiete für Kaukraftmessapparaturen

MÜLLER nutzte die Kaukraftmessung zur Erforschung der wissenschaftlichen Grundlagen der Artikulation. In seinem Buch beschreibt er in ausführlichster Weise die Bewegungen des Kauapparates und stützt sich dabei auf seine Untersuchungen mit einem Gnathodynamometer (eine mechanische Kaukraftmessapparatur) [38, 76]. Auch in der kieferorthopädischen- und orthodontischen Forschung ergeben sich Anwendungsfelder; darüber hinaus konnten durch Kaukraftmessung neue Erkenntnisse in der Kinderzahnheilkunde erlangt werden [38].

Neben diesen Einsatzgebieten in der wissenschaftlichen Forschung gibt es ein großes Feld der Anwendungen in der zahnärztlichen Praxis. In den Nachkriegsjahren nach 1918 wurden vielfache Versuche unternommen, eine praxistaugliche, handliche Apparatur zur Messung der Kaukräfte zu konstruieren. DIETZ betonte in einer Dissertationsarbeit den unentbehrlichen Wert einer Kaukraftmessung zur Rentenfeststellung nach Kieferverletzungen [21, 38].

Es können quantifizierbare Aussagen über den Zustand des parodontalen Halteapparats gemacht werden. So können beispielsweise Empfindlichkeiten aufgrund übermäßiger Beanspruchung von Zähnen mit Vergleichsmessungen an Nachbarzähnen diagnostiziert werden. Kaukraftmessung kann somit eine alternative Methode zur Prüfung des Perkussionsverhaltens der Zähne darstellen. Außerdem ist auch eine sinnvolle Verlaufskontrolle parodontaler Heilungsprozesse, vor allem bei bestehenden Zahnlockerungen, möglich [38].

Zur Beurteilung des Erfolgs zahnchirurgischer Maßnahmen wie Wurzelspitzenresektion, Replantation oder Implantation können Kaukraftmessungen fassbare und vor allem dokumentierbare Daten liefern [38].

So nutzte MAURER für seine Untersuchungen in seiner Habilitationsschrift im Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie ebenfalls eine Kaukraftmessapparatur zur Bestimmung der Kaukräfte von Patienten nach Unterkieferkassenresektion [67].

KÖHLER und ETLING gaben als Anwendungsfeld die Festlegung der Belastungsgrößen für die physikalischen Eigenschaften einer prothetischen Versorgung an. Gemeint ist damit eine individuelle Bestimmung der Pfeilervalenz, der Kaufähigkeit und der Belastbarkeit des Parodontiums jedes einzelnen Zahns zur Planung prothetischer Versorgungen [38, 54].

BLACK lenkte seinen Fokus auf die physiologisch auftretenden Kräfte zur Zerkleinerung von Nahrung und schaffte es dadurch, die Kaufähigkeit des Patienten in dokumentierbaren Werten festzuhalten [12, 38].

HABER kritisierte den Zahnarzt als „Architekten, der die Statik nicht beherrscht“. Er sah es als unhaltbar an, verschiedenste Formen von Zahnersatz einzugliedern, ohne über die

Kräfte, welcher diese Arbeiten ausgesetzt sein werden, eine mehr als annähernde Vermutung zu haben. Aufgrund der interindividuellen großen Schwankungen in der Kaukraft könnten eine Vielzahl von Fehlschlägen in der prothetischen Versorgung verhindert werden, wenn Materialauswahl und Präparationstechnik den individuellen Kaukräften angepasst werden könnten [38].

Die maximale Kaukraft wird auch häufig als Indikator für die Funktionsbereitschaft totaler und partieller Prothesen benutzt. CARLSSON stelle deutlich heraus, dass die Kaueffizienz und Beißkraft weitestgehend mit dem Verlust von Zähnen in Verbindung steht. Ebenfalls hat die Qualität der prothetischen Versorgung einen entscheidenden Einfluss [17, 18].

HELKIMO et al., HARALDSON und GARRETT zeigten, dass eine Neuanfertigung der prothetischen Versorgung zu einem deutlichen Anstieg der Kaueffizienz und Kaukraft führt. Deutliche Unterschiede zeigten sich in dieser Hinsicht vor allem bei Totalprothesenträgern. Daher stellt die Kaukraftmessung eine Möglichkeit zur Beurteilung der Kaufähigkeit des Patienten und der Qualität der prothetischen Versorgung dar [16, 18, 35, 42, 46].

4 Patienten, Material und Methoden

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Entwicklung einer Apparatur zur Messung von Kaukräften. Im Vorfeld zur konkreten Entwicklungstätigkeit wurden ausführliche Marktrecherchen angestellt, um geeignete Sensoren und Messprinzipien ausfindig zu machen. Folgende Anforderungen sollten dabei durch den Sensor erfüllt werden: möglichst kleine Bauform, Belastbarkeit bis 1000 N, akzeptabler Preis, Verfügbarkeit und Perfekte Hygienefähigkeit. Aus diesen Recherchen und vielen weiteren Überlegungen entwickelten sich zwei sehr unterschiedliche Lösungsansätze, die zu funktionsfähigen Prototypen weiterentwickelt wurden. Um die beiden Entwicklungen klar voneinander abzugrenzen, werden diese im folgenden Kistler - Apparatur und POWERSCAN I – Apparatur genannt.

4.1 Beschreibung der Kistler-Apparatur

Der erste Entwicklungsansatz nutzt als Sensor den piezoelektrischen Miniatorsensor Typ 9211 der Firma Kistler Instrumente AG. Um den Sensor während des Zubeißens in Position zu halten, wurde eine spezielle Pinzette konstruiert (Abb. 19 und 21).

Um während der Entwicklungsphase die Funktionstüchtigkeit der Apparatur zu erproben und entsprechende Verbesserungen vorzunehmen, wurden Vorversuche mit der Belastungsmaschine der Hochschule für Technik und Wirtschaft durchgeführt (siehe Abb. 20). Getestet wurden damit eventuelle Verfälschungen des Messergebnisses durch die neuentwickelte Pinzette. Des Weiteren konnte auch das Verhalten des Sensors bei dynamischen Lastwechseln überprüft und verbessert werden.

Das Ergebnis dieses Entwicklungsprozesses ist die in Abb. 19 und 21 gezeigte Haltepinzette. Es handelt sich bei der Haltepinzette um eine zahnärztliche Pinzette aus Edelstahl, an deren beiden Branchen mittels eines dentalen Laserschweißgerätes zwei speziell konstruierte Metallhalteplatten angebracht sind. Ist der Sensor in die Pinzette eingesetzt, ergibt sich eine Gesamthöhe der Konstruktion von 8 mm. In die Metallplatten sind passgenaue Vertiefungen eingearbeitet, wodurch der Sensor am Verkippen gehindert wird und stabil in seiner Lage verbleibt. Die in beiden Vertiefungen zusätzlich angelegten Entlastungsrillen sorgen dafür, dass über das Sensorgehäuse kein Kraftnebenschluss entstehen kann (Siehe Anhang: Belastungsmaschinenprotokoll K9213).

Für die Versuche wurde der Einkanal-Ladungsverstärker Typ 5015A der Kistler Instrumente AG mit integrierter RS232 Schnittstelle verwendet. Der Ladungsverstärker besitzt ein hintergrundbeleuchtetes LCD-Display, auf dem der aktuell gemessene Kraftwert und der maximale Kraftwert dargestellt werden. Durch Anbindung des Ladungsverstärkers an einen

Abb. 18: Miniaturkraftsensor Kistler Instrumente AG Typ 9211 – Technisches Datenblatt

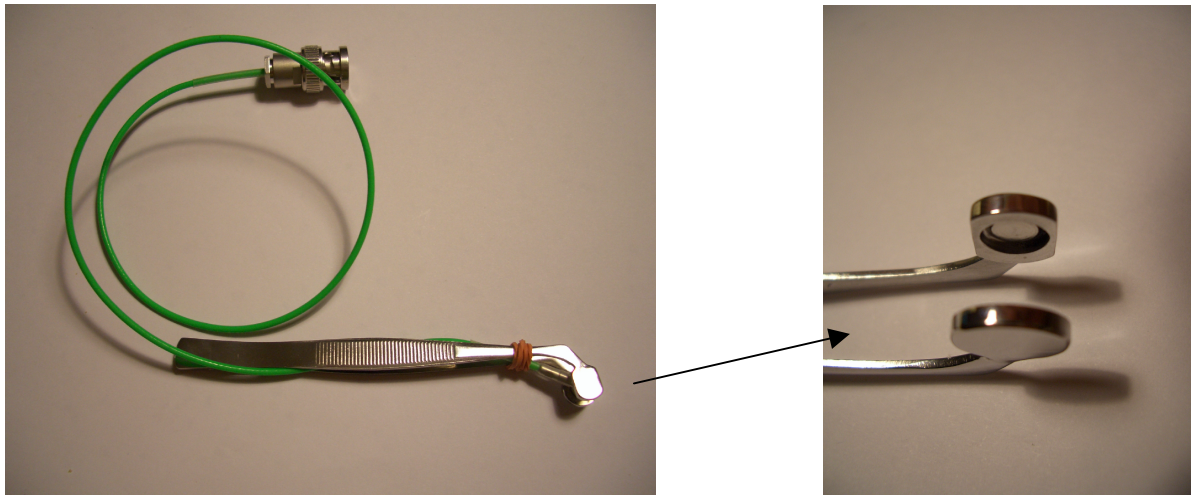


Abb. 19: Haltepinzette für Kistler Kraftsensor Typ 9211, links: Haltepinzette mit Sensor, rechts: Vertiefung zur Lagestabilisation des Sensors mit zusätzlicher Entlastungsfuge

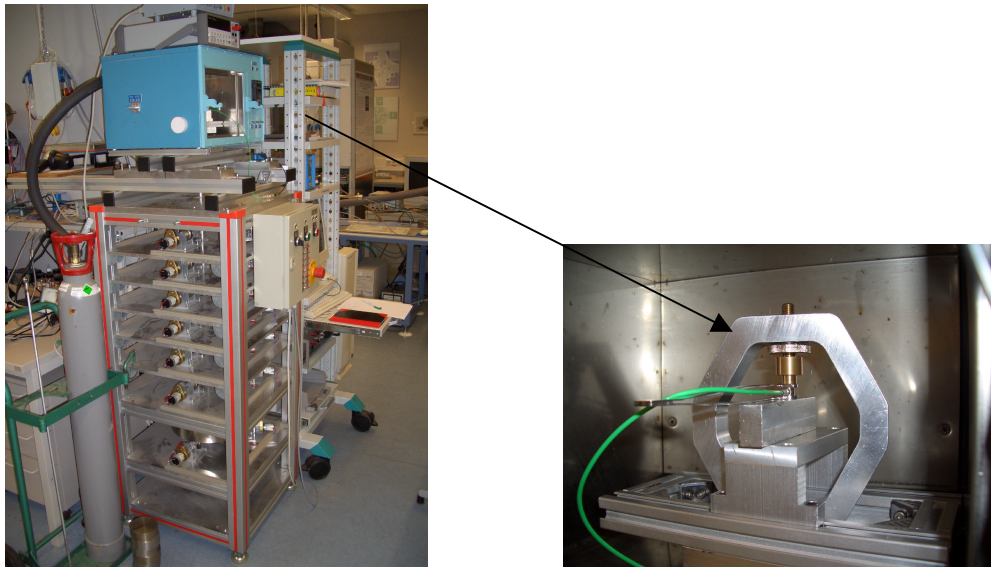


Abb. 20: links: Belastungsmaschine HTW Saarbrücken, rechts: Test der Kaukraftapparat

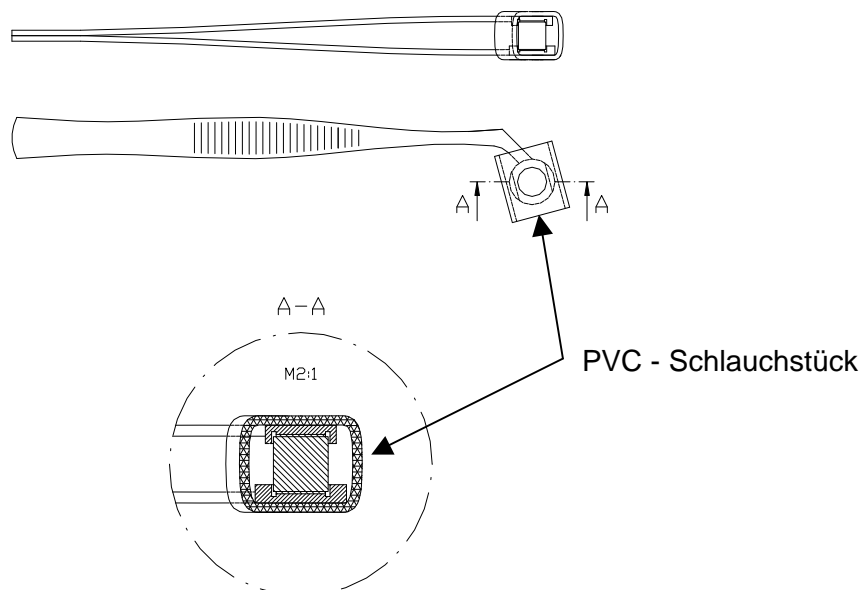


Abb. 21: Technische Zeichnung Haltepinzette mit Sensor

4.2 Beschreibung der POWERSCAN I - Apparatur

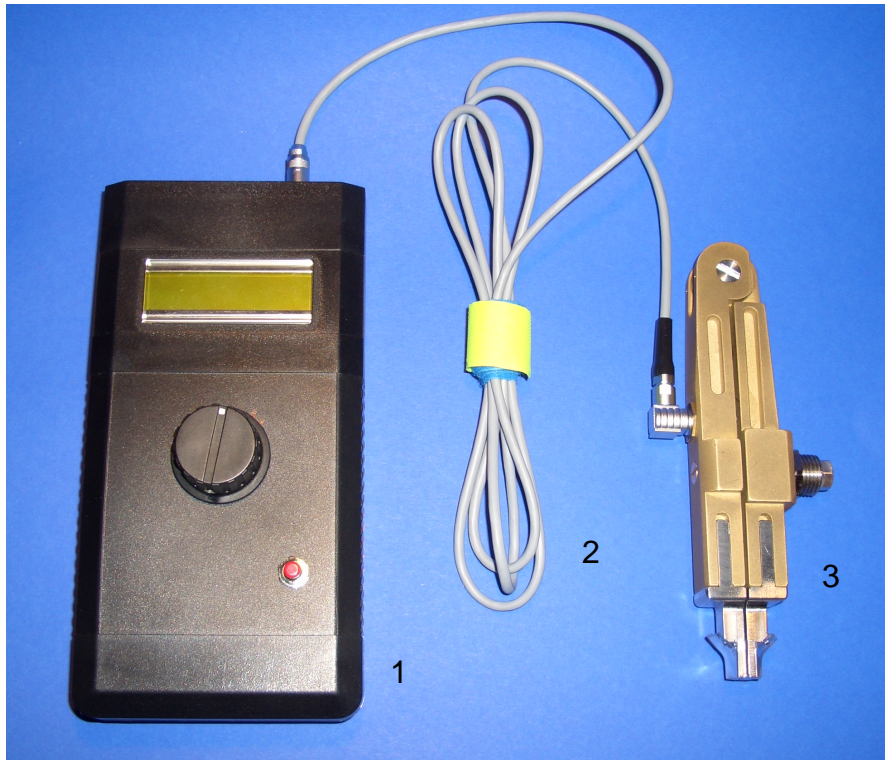


Abb. 22: „POWERSCAN I“ Kaukraftapparatur, 1: Handgerät, 2: Verbindungskabel und 3: Aufbissgabel mit aufgestecktem Schlauchteil

Die vollständig neu entwickelte Apparatur Namens „POWERSCAN I“ wurde in Zusammenarbeit mit der Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes, Lehrstuhl Sensor und Feinwerktechnik, Herr Prof. Dr. G. Schultes und der Universität des Saarlandes, Lehrstuhl für Messtechnik, Herr Prof. Dr. A. Schütze entwickelt (Abb. 22). Sie besteht aus zwei Teilen: einer Aufbissgabel mit dem integrierten Kraftsensor und einem Handgerät, das der Signalaufbereitung dient. Die beiden Teile werden durch ein abgeschirmtes 4-adriges Kabel miteinander verbunden. Die beiden Steckverbindungen (Firma Lemo, Typ FGG.00.304.CLAD.35) sind jeweils arretierbar und erfüllen alle VDI - Anforderungen an die Betriebssicherheit.

4.2.1 Aufbissgabel

Die Aufbissgabel (Abb. 23 a) besteht aus 8 Teilen. Die beiden großen, aus einer Messinglegierung gefertigten Teile sind mit einer Schraube im Sinne eines Scharniergelenkes miteinander verbunden und bilden die eigentliche Gabel.

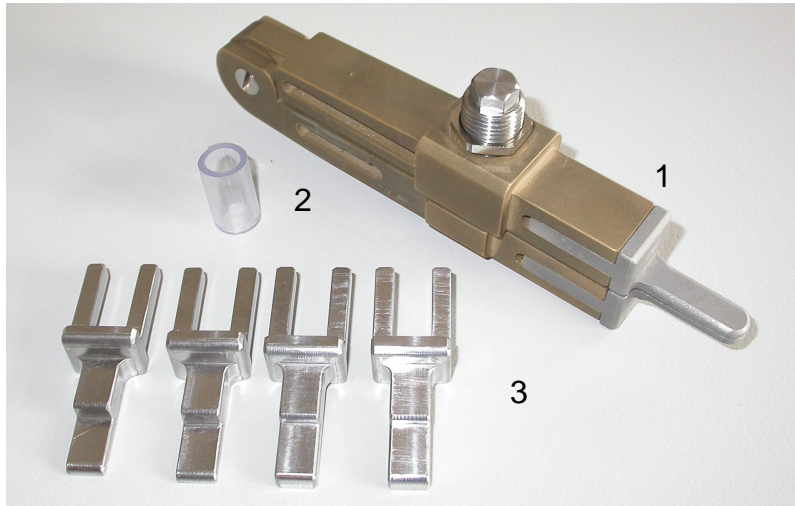


Abb. 23a: Aufbissgabel der Kaukraftmessapparatur „POWERSCAN I“, 1: Aufbissgabel mit Aufbissteilen, 2: PVC – Schlauchtel, 3: auswechselbare Aufbissteile mit verschiedener Aufbisshöhe

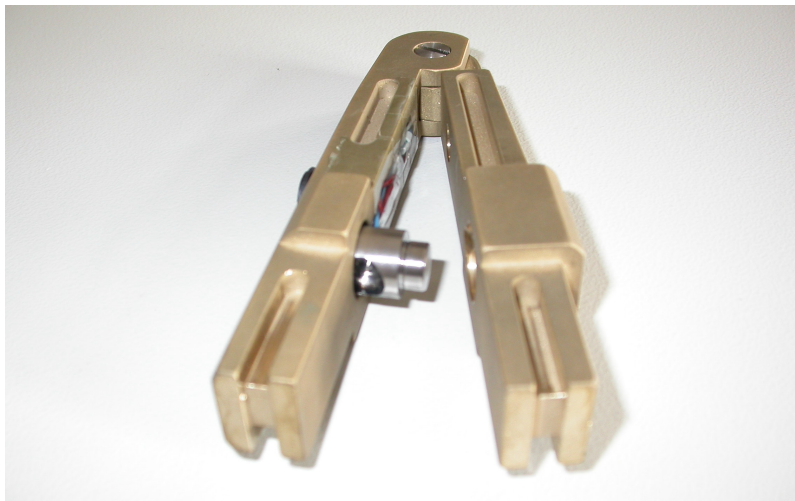
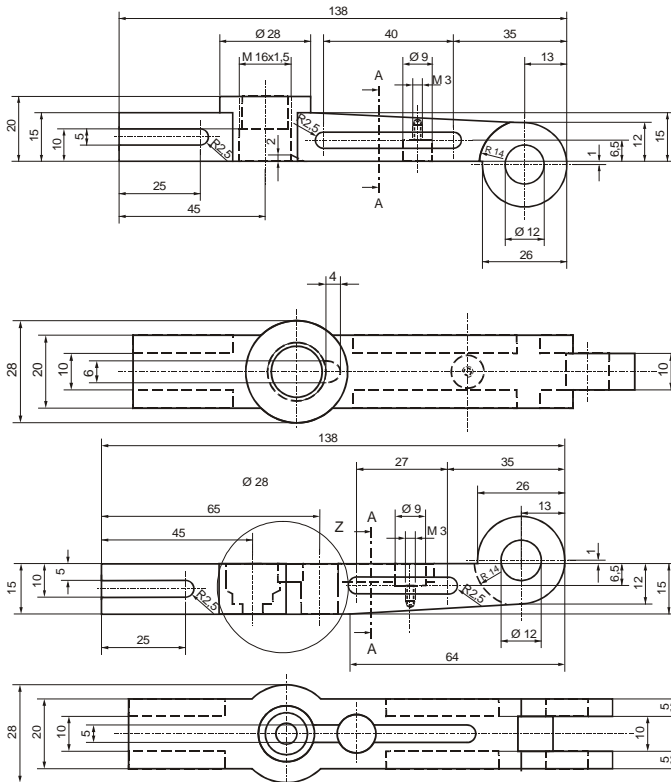


Abb. 23b: Aufbissgabel der Kaukraftmessapparatur „POWERSCAN I“ ohne Aufbissteile

An der dem Gelenk abgewandten Seite sind in die beiden Teile der Gabel jeweils zwei Führungsrillen gefräst (Abb. 23b). In diese können die beiden aus Edelstahl gefertigten Aufbissteile eingeschoben werden, die ausschließlich durch Klemmpassung halten und dadurch sehr leicht ausgewechselt werden können.

Um dem Patienten ein angenehmes Beißgefühl zu vermitteln und die Zähne vor Überbeanspruchung zu schützen, wird darüber ein speziell geformtes Stück PVC-Schlauch in Lebensmittelqualität gestülpt.

Auf der Unterseite der Gabel befindet sich die Steckerbuchse zum Anschluss der Aufbisssgabel an das Handgerät. Auf der Oberseite befindet sich die Schraube zur Justierung



*Abb. 24: Konstruktionszeichnung
Aufbisssgabel POWERSCAN I,
oberen zwei: Oberteil; unteren zwei:
Unterteil; jeweils in Seitenansicht
und Draufsicht*

der Bisshöhe. Hiermit kann der Abstand der beiden Aufbissteile verändert werden. Um die voreingestellte Bisshöhe sicher beizubehalten, ist die Schraube mit einer Feststellmutter gesichert.

Nach dem Aufklappen der Aufbisssgabel sieht man den Kraftsensor, der mit einer Schraube am Unterteil befestigt ist. Beim eingesetzten Sensor handelt es sich um einen DMS Kraftaufnehmer der Firma Tecsisi (Offenbach/Main, Germany), der ursprünglich für Waagen entwickelt wurde, sich aber auch für die Kaukraftmessung als geeignet herausstellte. Der Sensor besitzt einen Messbereich von 0 - 2500 N und eine Genauigkeitsklasse von 1% v.E.. Zum Schutz vor eindringender Flüssigkeit wurde der Sensor in ein Epoxidharz eingegossen. Die beiden Versorgungs- und Signalkabel des Sensors werden durch eine Aussparung geführt und sind mit der Steckerbuchse verbunden. Zum Schutz der Apparatur vor induktiver Streustrahlung ist die Abschirmung des Kabels mit der Aufbisssgabel leitend verbunden.

4.2.2 Handgerät und Software

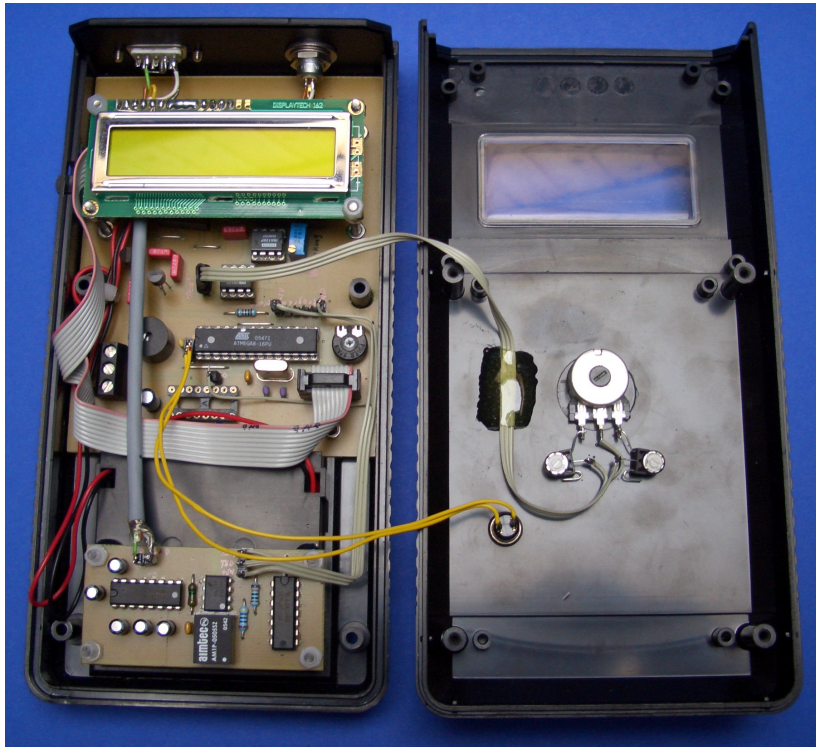


Abb. 25: POWERSCAN I - Handgerät Innenansicht

Das Handgerät (Abb. 25) beinhaltet die Spannungsversorgung für den DMS - Kraftsensor, die mikroprozessorgestützte Signalaufbereitung der Messdaten und eine RS232 Schnittstelle mit galvanischer Trennung zur sicheren Übertragung der Daten an einen externen PC. Das Handgerät besteht aus einem stabilen schwarzen Kunststoffgehäuse. An der linken Seitenfläche befindet sich der Ein-/Ausschalter des Geräts. An der Stirnseite sind die beiden Steckerbuchsen zum Anschluss der Aufbissgabel und der RS232 Schnittstelle angebracht. Auf der Rückseite ist das Batteriefach angeordnet, in dem sich zwei 9 V Blockbatterien befinden und das sich durch einfaches Verschieben des Deckels öffnen lässt.

Die Vorderseite stellt das Bedienfeld dar. Hier ist ein 2 x 16 Zeichen LCD-Display integriert, das in der ersten Zeile den aktuell an der Aufbissgabel anliegenden Messwert in Newton anzeigt. In der zweiten Zeile wird der über den gesamten Messvorgang registrierte höchste Messwert ebenfalls in Newton festgehalten. Unter dem Display befindet sich ein großer schwarzer Drehknopf für den Offsetabgleich. Dieser hat die Aufgabe, zu Beginn des Messvorgangs die aktuelle Messwertsanzeige auf den Wert „F = 0 N“ einzupegeln. Rechts neben dem Drehknopf ist der rote F-max-Reset Taster eingebaut. Er hat die Funktion, den während des Messvorgangs registrierten Maximalwert wieder auf null zu setzen.

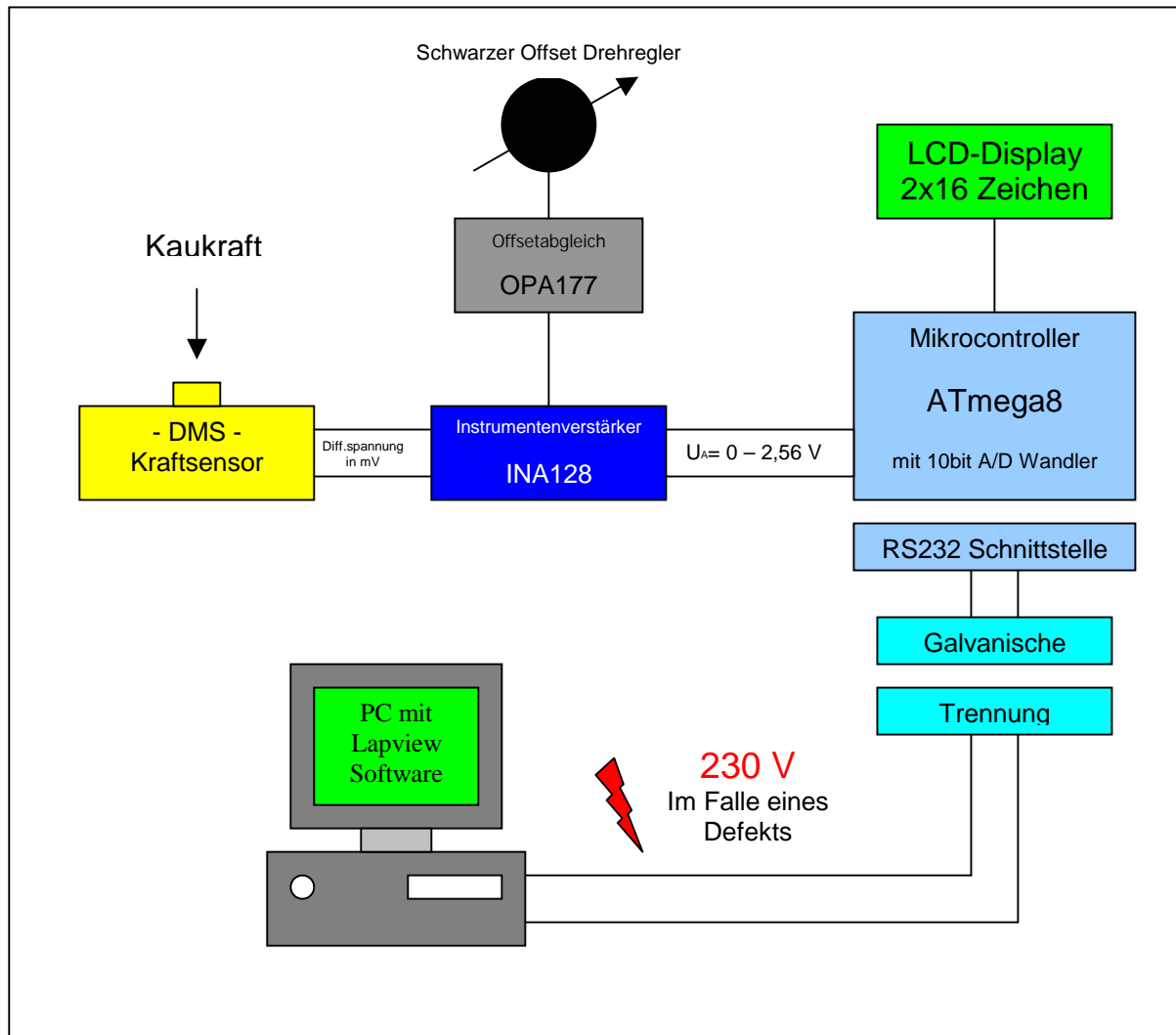


Abb. 26: Vereinfachte Darstellung der Funktionsweise der Signalaufbereitung

Das Gehäuse ist auf der Rückseite mit 4 Schrauben verschlossen. Im Inneren des Gehäuses befinden sich auf dem Gehäuseunterteil 2 Platinen und das LCD-Display mit integrierter Steuerungselektronik. Das ins Gehäuseoberteil integrierte Potentiometer für den Offsetabgleich hat an den Anschlusspins 1 und 3 zwei zusätzliche Potentiometer zur Bereichs- und Empfindlichkeitskalibrierung in Reihe geschaltet. Die größere der beiden Platinen beinhaltet die gesamte Auswerteelektronik und die RS232 - Schnittstelle. Herzstück dieser Schaltung ist der Mikrocontroller Atmega8-16PC (Hersteller: Atmel).

Die zweite Platine stellt die galvanische Trennung der RS232 Schnittstelle dar.

Das Handgerät kann über ein lineares RS232 Verbindungskabel mit einem IBM-kompatiblen Computer verbunden werden. Die in Zusammenarbeit mit der Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes entwickelte Software auf Labview® 6.i Basis ermöglicht eine graphische Darstellung und Speicherung der Messdaten.

4.3 Prüfung der Kaukraftmessapparaturen

Nach Abschluss der Entwicklungsphase wurden die beiden neu entwickelten Prototypen mit einem neu entwickelten, nach einem festgelegten Prüfprotokoll durchgeführten Prüfverfahren auf die Messgenauigkeit hin untersucht und miteinander verglichen.

4.3.1 Prüfung der Kaukraftmessapparatur „POWERSCAN I“

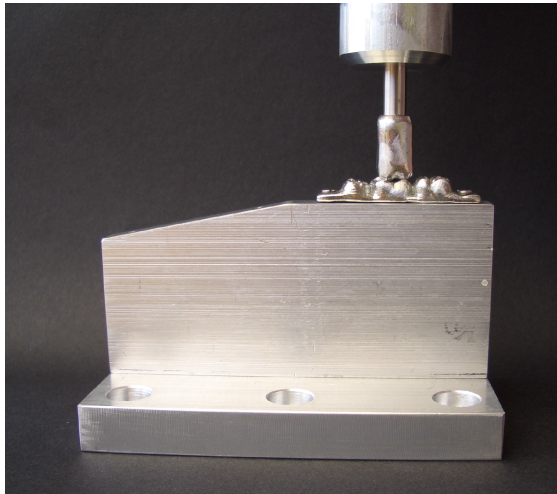


Abb. 27: Prüfstempel für Zwick/Roell Z200

Die Kalibrierung und Prüfung der neu entwickelten Apparatur wurde auf der Universalprüfmaschine Zwick/Roell Z200 durchgeführt. Die Darstellung der Messdaten und Steuerung der Universalprüfmaschine erfolgte über die Software Zwick/Roell Test Xpert II®. Um die Apparatur unter Nachahmung eines antagonistischen Zahnpaars kalibrieren und testen zu können, wurde ein spezieller Prüfstempel konstruiert, der die Situation in der

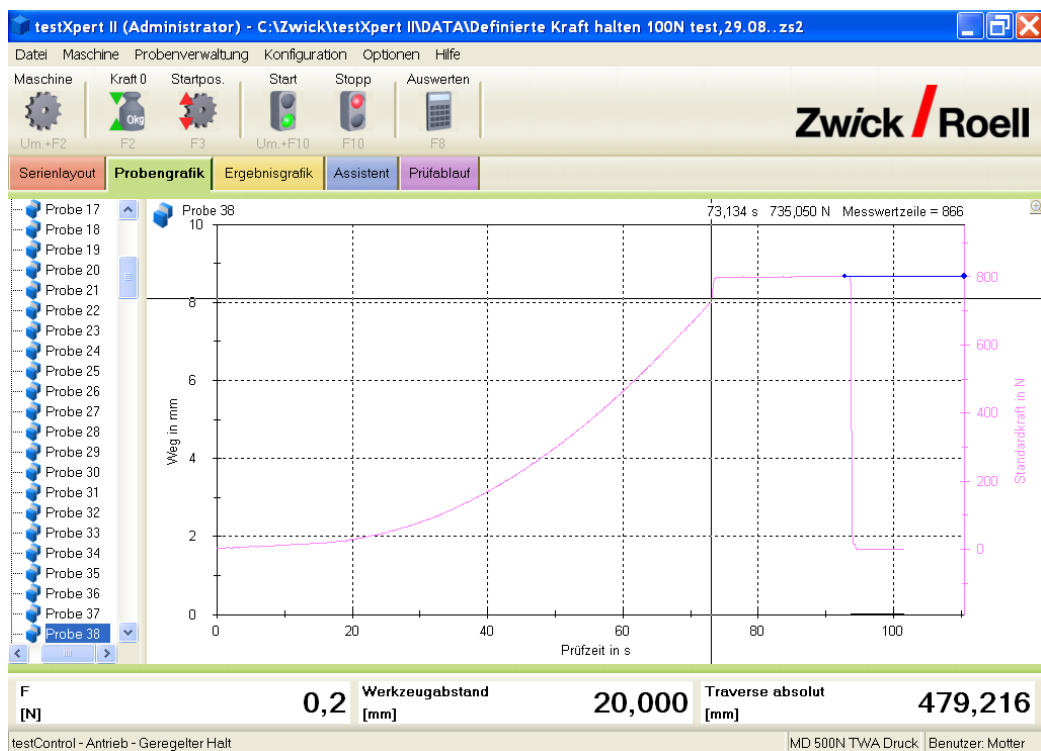


Abb. 28: Graphische Bestimmung des Kraftnebenschlusses bei 8mm Sperrung; Darstellung Zwick/Roell Test Xpert II®

Mundhöhle nachempfinden sollte (Abb. 27; Konstruktionszeichnung, Anhang: Druckstempel Zwick und Gegenstück Zwick).

Der Prüfstempel besteht aus einem Druckstempel, der über einen Edelstahlnormbolzen eine aus einer Kobalt-Basislegierung gegossene Kaufläche des Zahns 16 aufnehmen kann. Dieser kann direkt in dem Prüfstempelanschluss DM36 der Universalprüfmaschine befestigt werden. Das Gegenstück ist aus 2 Aluminiumprofilen gefertigt und wird auf dem Arbeitstisch der Universalprüfmaschine befestigt. Auf die Stirnflächen des senkrecht montierten Profils können ebenfalls die gegossenen Kauflächen der Zähne 45 bis 47 mit zwei Schrauben der Größe M3 aufgeschraubt werden. Um Schubmomente zu simulieren, die auftreten, wenn mit einer Bissperrung von 8 - 10 mm auf die Messapparatur aufgebissen wird, ist die Auflagefläche um 15° halbseitig abgeschrägt.

Zur Kalibrierung wurde die Kaukraftmessapparatur zwischen die parallel angeordneten antagonistischen Kauflächen der Universalprüfmaschine eingesetzt und in dem Modus „Definierte Kraft halten“ (Vorschub 4 mm/min) mit 400 N belastet. Der Verstärkungsfaktor der Auswertelektronik wurde durch mehrmaliges Wiederholen der konstanten Belastung korrekt eingestellt.

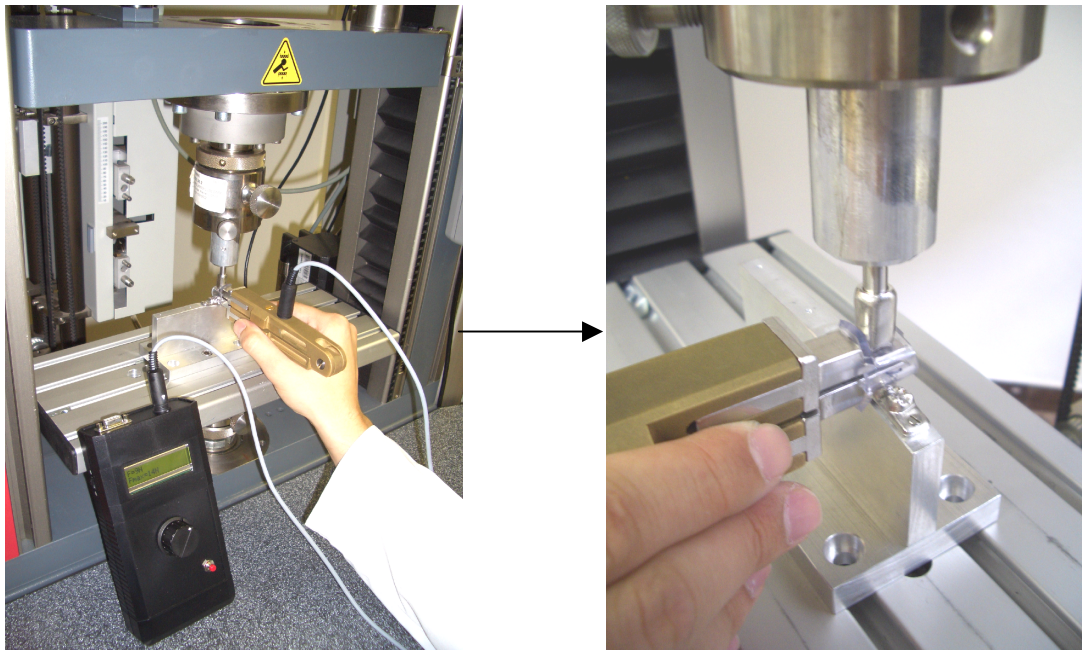


Abb. 29: Kalibrierung und Prüfung der Kaukraftmessapparatur „POWERSCAN I“

Da es sich bei den aufgesteckten PVC-Schlauchteilen um Einmalartikel handelt, wurde zuerst eine Konstanzprüfung mit verschiedenen Schlauchstücken durchgeführt. Im ersten Messdurchgang wurde die Apparatur 10 mal mit 400 N belastet, ohne das Schlauchstück zu wechseln. Im zweiten Durchgang wurde die Apparatur 10 mal mit 400 N belastet mit jeweils einem neuen Schlauchstück.

Da Vorversuche zeigten, dass bei einer Sperrung von 8 mm der Kraftnebenschluss bereits bei ca. 730 N eintritt, wurde in einem Versuch der Kraftnebenschluss für 8 mm, 8,5 mm und

9 mm Sperrung exakt bestimmt. Dies erfolgte durch graphische Bestimmung des abrupten Kraftanstiegs des Kraftverlaufs in der Software Zwick/Roell Test Xpert II®.

Zur Überprüfung der Messgenauigkeit wurde die Kaukraftmessapparatur 5 Prüfzyklen mit parallel angeordneten antagonistischen Kauflächen und 5 Prüfzyklen mit 15° zueinander geneigten antagonistischen Kauflächen unterzogen.

Jede Prüfung gestaltete sich in Analogie zum praktischen Prüfablauf am Patienten wie folgt: Apparatur eingeschaltet, Offset auf „0 N“ eingestellt, Belastung mit der Kraft $F=X$, Wert nach 2 Sekunden abgelesen, Apparatur ausgeschaltet. Die Kraft $F=X$ wurde in auf- und absteigenden Reihen in 100 N Schritten von 100 - 730 N von Prüfung zu Prüfung verändert. Eine auf- und absteigende Reihe ergab einen Prüfzyklus.

Ergänzt wurde die Genauigkeitsprüfung durch zwei Messreihen, die eventuelle Verfälschungen des Messergebnisses durch Besonderheiten in der klinischen Anwendung ausschließen sollten. Dazu wurde die Apparatur einmal 20° vertikal gekippt zwischen die antagonistischen Zahnpaare eingesetzt, was ein nicht exakt horizontales Positionieren der Apparatur zwischen die Zahnreihen des Patienten simulieren soll (Abb. 30a). Im zweiten Fall wurde die Aufbissgabel im Winkel von 45° in der Horizontalen geschwenkt zwischen die Zahnreihen eingesetzt, was den Sachverhalt simuliert, dass die Apparatur im Molarenbereich nicht exakt orthogonal zum Zahnbogen eingeführt werden kann, da ansonsten der Mundwinkel zu stark irritiert würde (Abb. 30b).

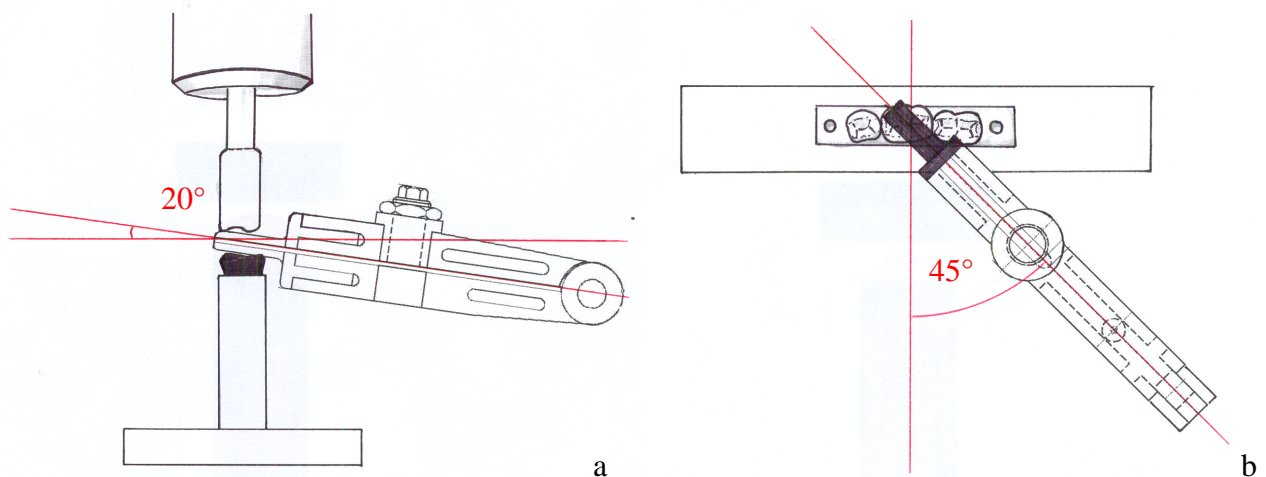


Abb. 30: POWERSCAN I – Apparatur mit Prüfstempel für Zwick Universalprüfmaschine, a: 20° vertikal gekippt zwischen die antagonistischen Zahnpaare eingesetzt; b: 45° in der Horizontalen geschwenkt zwischen die Zahnreihen eingesetzt

4.3.2 Prüfung der Kistler-Apparatur

Die Apparatur mit dem piezoelektrischen Sensor der Kistler Instrumente AG wurde analog der Kaukraftmessapparatur POWERSCAN I geprüft. Die Kalibrierung erübrigte sich, da es sich bei dem Sensor um ein bereits geeichtes System handelt. Auch erübrigten sich die beiden ergänzenden Messreihen, da sich durch die gewinkelten Pinzette keine Irritationen der Mundwinkel ergeben und es nur bei einer exakt orthogonalen Platzierung des Sensors zwischen die Zahnreihen nicht zum Abkippen der Apparatur kommt.

4.4 Vorversuch Lebensmittelprüfung

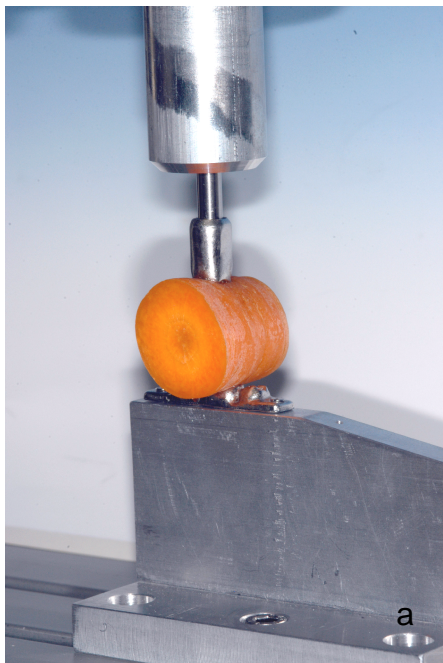
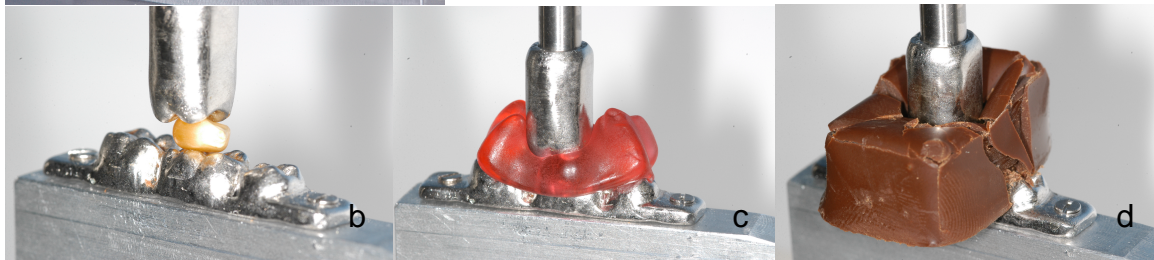


Abb. 31: Vorversuch zu den in der Mundhöhle auftretenden Kräften; a: Karotte, b: Maiskorn, c: Haribo Goldbär®, d: Storck Riesen®



Um Vorstellungen davon zu bekommen, welche Kaukräfte im alltäglichen Gebrauch und in Grenzsituationen im stomatognathen System wirken, wurde eine Versuchsreihe mit unterschiedlichen Lebensmitteln durchgeführt. Sinn des Vorversuchs war es, die in der Mundhöhle notwendigen Kaukräfte zur Nahrungszerkleinerung zu simulieren. Die Lebensmittel wurden zwischen einem antagonistischen Zahnpaar in der

Universalprüfmaschine Zwick/Roell Z2020 (analoger Versuchsaufbau wie bei den Linearitätsprüfungen der Kaukraftmessapparaturen – Abb. 27) zerdrückt. Die Universalprüfmaschine wurde auf einen konstanten Vortrieb von 4 mm/min eingestellt. Die Belastung erfolgte bis zur vollständigen Durchtrennung des Lebensmittelprüfkörpers. Es wurden 5 Karottenstücke (Durchmesser 20 - 27 mm), 5 Schokokaramellbonbons (Marke: Storck Riesen®, temperiert auf 8° C), 5 Maiskörner zur Herstellung von Popkorn (Durchmesser 4 – 5 mm) und 5 Fruchtgummibonbons (Marke: Haribo Goldbären®, auf Zimmertemperatur 22°C temperiert) zerdrückt. Die dabei auftretenden Kraftspitzen wurden mit der Software Zwick/Roell Test Xpert II® registriert.

4.5 Untersuchungen am Patienten

Um die Funktionsweise der beiden Entwicklungen POWERSCAN I - und Kistler – Apparatur zu prüfen und die Praxistauglichkeit herauszustellen, wurden die beiden Apparaturen im direkten Vergleich am Patienten getestet.

4.5.1 Patienten

Die Untersuchung wurde an der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg) durchgeführt. Insgesamt nahmen 42 Probanden an der Studie teil, die in Abhängigkeit von Zahnstatus und prothetischer Versorgung drei verschiedenen Testgruppen eingeteilt wurden.

Testgruppe 1 stellten die Probanden mit geschlossener natürlicher Zahnreihe dar. Es handelte sich um 26 Studenten der Zahnheilkunde an der Universität des Saarlandes aus den klinischen und vorklinischen Semestern. Voraussetzungen für die Zugehörigkeit zu Testgruppe 1 waren: Keine Anzeichen auf eine Cranio-Mandibuläre Dysfunktion (CMD), keine erhöhte Sondierungstiefe ($ST \leq 4$ mm), Lockerungsgrad aller Zähne null (ST 0), keine ausgedehnten Füllungen an den zu messenden Zähnen, keine endodontisch behandelten Zähne und keine klopfempfindlichen oder aufbissemphindlichen Zähne. Die Probanden aus dieser Gruppe waren alle zwischen 22 und 29 Jahre alt. Die Geschlechterverteilung war ausgewogen mit 13 Frauen und 13 Männern. Die Mitarbeit aller Probanden aus dieser Testgruppe war sehr gut. Alle Messungen wurden in einem Zeitraum von 3 Wochen erhoben, wobei zwischen den ersten beiden Messungen zwischen 48 Stunden und 6 Tage lagen und zwischen der zweiten und dritten Messung zwischen 5 und 14 Tage. Bei 3 Probanden konnte aus organisatorischen Gründen diese Reihenfolge nicht eingehalten

werden; daher lagen in diesen Fällen zwischen der ersten und zweiten Messung 5 Tage und die dritte Messung erfolgte 48 Stunden nach der zweiten.

Testgruppe 2 setzte sich aus 8 teilprothetisch versorgten Patienten zusammen. Die Patienten wurden im studentischen Behandlungskurs der Zahnersatzklinik behandelt oder stammten aus der Verwandtschaft oder dem Freundeskreis des Verfassers. Alle Patienten waren im Alter von 52 bis 77 Jahren. Das Geschlechterverhältnis war 5 Frauen zu 3 Männern. Da die prothetische Versorgung bei den teilprothetisch versorgten Patienten sehr unterschiedlich war, wurde diese Gruppe in zwei Untergruppen unterteilt. 4 Patienten fielen in die Gruppe 2a mit einem Kiefer teilprothetisch und einem Kiefer totalprothetisch versorgt, 4 Patienten stellten die Gruppe 2b mit teilprothetischer Versorgung in beiden Kiefern oder teilprothetischer Versorgung in einem Kiefer und festsitzender Versorgung im Gegenkiefer. Bei der teilprothetischen Versorgung handelte es sich in 6 Fällen um Modellgussarbeiten und in 3 Fällen um doppelkronenverankerte Versorgungen (wobei nur ein Patient in Ober- und Unterkiefer teilprothetisch versorgt war).

Testgruppe 3 setzte sich aus 8 in Ober- und Unterkiefer totalprothetisch versorgten Patienten zusammen. Die Patienten wurden alle im Studentenkurs der Zahnersatzklinik behandelt. Die Geschlechterverteilung war 4 Frauen zu 4 Männern. Die Patienten aus dieser Gruppe waren zwischen 67 und 84 Jahre alt.

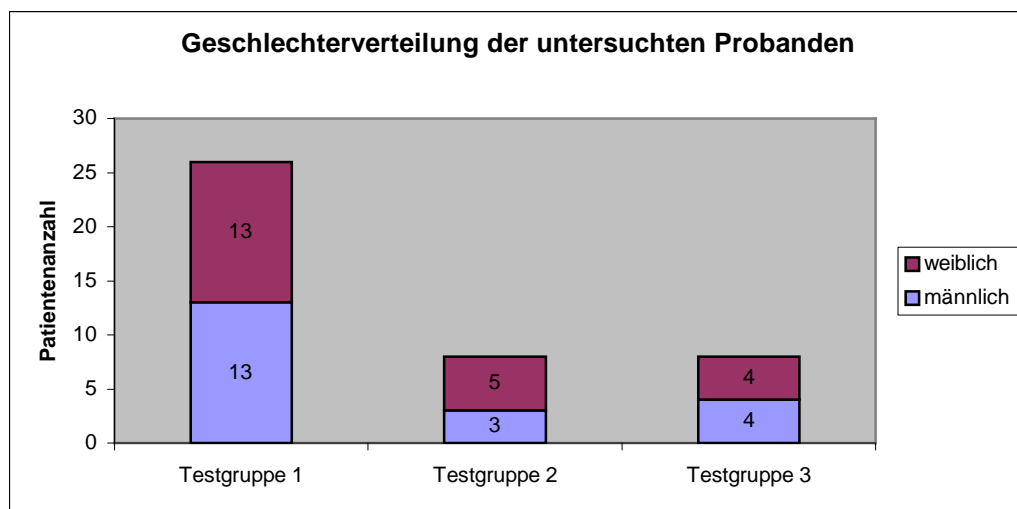


Abb. 32: Geschlechterverteilung der untersuchten Probanden

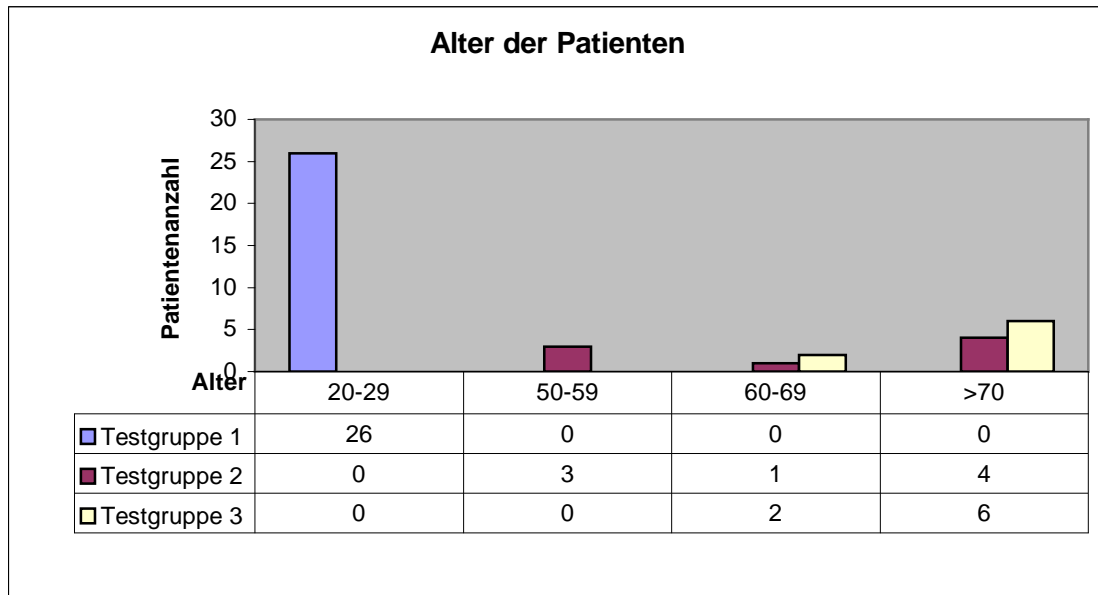


Abb. 33: Alter der untersuchten Probanden

4.5.2 Datenerhebung

Zur Durchführung der Messungen wurde ein spezieller Befundbogen erstellt (Abb. 34). Die Vorderseite des Bogens diente zur Erhebung der persönlichen Daten, der anamnestischen Abklärung funktioneller Beschwerden und der Notierung des Zahnbefundes. Auf der Rückseite wurden die erhobenen Messwerte aus den 3 Sitzungen notiert.

4.5.3 Durchführung der Messungen

Bei allen 42 Probanden wurden an 3 Terminen Messungen durchgeführt, wobei zwischen dem 1. und 2. Termin mindestens 24 Stunden und zwischen dem 2. und 3. Termin mindestens 2 Tage bis zu einer Woche lagen. Gemessen wurden nur antagonistische Zahnpaare, die keine ausgedehnten Füllungen oder Inlays besaßen.

Die Messungen wurden nach einem standardisierten Schema durchgeführt. Der Patient wurde aufgefordert, bis zum Erreichen der Schmerzgrenze fest auf die Apparatur zu beißen. Der automatisch von der Messapparatur registrierte Maximalwert wurde notiert. Der erste Messdurchgang wurde mit der POWERSCAN I - Apparatur durchgeführt. Es wurden ein antagonistisches Molaren-, ein Prämolaren- und ein Frontzahnpaar gemessen. Bezugspunkte zur Positionierung waren dabei der erste Molar, erste Prämolare und mittlere Schneidezahn jeweils im Oberkiefer. Analog wurden die gleichen Zahnpaare auch mit der Kistler - Apparatur gemessen.

Die beiden Messdurchgänge wurden in gleicher Weise wiederholt, sodass mit jeder der beiden Apparaturen jedes der drei antagonistischen Zahnpaare zweimal pro Sitzung gemessen wurde. Dies ergab von jedem Probanden insgesamt 36 Messwerte.

Zum Abschluss der letzten Messung wurde jeder Patient nach seiner subjektiven Meinung zum Messverfahren und zu Unterschieden im Beißgefühl zwischen den zwei Apparaturen befragt.

4.5.4 Auswertung der Messdaten

Die Auswertung der Daten umfasst die Berechnung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Die Auswertung des Datenmaterials erfolgte am PC mittels EXEL2003® (Microsoft, USA). Pro Patient ergaben sich jeweils 36 Messwerte (4 Messungen pro Zahnbereich mit zwei verschiedenen Apparaturen x 3 Zahnbereiche = 9×3 Messzeitpunkte = 36 Messungen). Insgesamt wurden 1512 Werte erfasst und ausgewertet.

Wie schätzen sie selbst Ihre Kaukraft/Kaufähigkeit ein? _____

Versuchsdurchführung und Messdaten

Beißen Sie bitte langsam und kräftig auf die Apparatur auf. Jedoch nur so stark, dass keine Schmerzen oder Missempfinden auftritt. Versuchen sie die Kraft ca. 5 Sekunden zu halten, danach Mund wieder öffnen.

Die Messungen erfolgen an einem Frontzahn, Prämolaren und Molaren. Die Angaben zum Zahn beziehen sich immer auf den Oberkieferzahn. Der Patient sollte das Display des Kaukraftmessgeräts während des Messvorgangs nicht mitverfolgen.

1. Sitzung:

Datum_____

	Molar – Zahn:	Frontzahn – Zahn:	Prämolar – Zahn:
1. Messung Powerscan I			
2. Messung Kistler			
3. Messung Powerscan I			
4. Messung Kistler			

2. Sitzung:

Datum_____

Besonderheiten seit der letzten Messung:

	Molar – Zahn:	Frontzahn – Zahn:	Prämolar – Zahn:
1. Messung Powerscan I			
2. Messung Kistler			
3. Messung Powerscan I			
4. Messung Kistler			

3. Sitzung:

Datum_____

Besonderheiten seit der letzten Messung:

	Molar – Zahn:	Frontzahn – Zahn:	Prämolar – Zahn:
1. Messung Powerscan I			
2. Messung Kistler			
3. Messung Powerscan I			
4. Messung Kistler			

Abschließende Frage zum Messvorgang:

Wie empfanden Sie die Messungen?

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse aus der Prüfung der beiden Kaukraftmessapparaturen

Die Kaukraftmessapparaturen wurden in verschiedenen Tests auf ihre Messgenauigkeit und auf eventuelle Einflussfaktoren auf die Messgenauigkeit hin untersucht. Die Tests wurden mit einer speziell entwickelten Vorrichtung für die Universalprüfmaschine durchgeführt, die ein antagonistisches Molarenpaar beim Zubeißen simulieren sollte. Insgesamt umfassten die Testreihen mit der Universalprüfmaschine Zwick/Roell Z020 die Erhebung von 504 Messwerten.

5.1.1 Ergebnisse der Prüfung POWERSCAN I

5.1.1.1 Einfluss der Schlauchteile auf die Messgenauigkeit

Ergebnisse einer Konstanzprüfung mit zehnmaliger Belastung der POWERSCAN I - Apparatur mit 400 N. Das Schlauchstück wurde nicht gewechselt			Ergebnisse einer Konstanzprüfung mit zehnmaliger Belastung der POWERSCAN I - Apparatur mit 400 N. Das Schlauchstück wurde bei jeder Messung erneuert.		
Angelegte Kraft	Angezeigte Kraft	Messfehler	Angelegte Kraft	Angezeigte Kraft	Messfehler
[N]	[N]	%	[N]	[N]	%
400	401	0,25%	400	398	0,50%
400	400	0,00%	400	399	0,25%
400	400	0,00%	400	399	0,25%
400	401	0,25%	400	397	0,75%
400	400	0,00%	400	400	0,00%
400	400	0,00%	400	399	0,25%
400	400	0,00%	400	402	0,50%
400	402	0,50%	400	399	0,25%
400	400	0,00%	400	401	0,25%
400	401	0,25%	400	400	0,00%
Gesamt		0,12%	Gesamt		0,30%

Abb. 35: Einfluss der Schlauchstücke, Ergebnisse der beiden Vergleichsmessungen mit POWERSCAN I

Bei den PVC-Schlauchteilen handelt es sich aus hygienischen Gründen um Einmalartikel. Diese werden als Schutz für die Zähne auf das Aufbeißteil der Kaukraftmessapparatur aufgesteckt. Im ersten Test sollte geprüft werden, ob das Wechseln des Schlauchstücks zu Verfälschungen des Messergebnisses führen kann. Dies wäre dankbar, da jedes Schlauchteil je nach Vorspannung zu einer unterschiedlichen Vorlast führt, die am Handgerät als Messwert angezeigt wird. Um die Messung bei „F=0 N“ beginnen zu können, muss durch Drehen am Offsetpotenziometer die Apparatur auf null gesetzt werden. Aufgrund der

unterschiedlichen Vorlasten führt dies zu unterschiedlichen Einstellungen des Offsetpotentiometers am Handgerät. Aufgrund der technisch bedingten Schwankungstoleranzen der Bauteile führt dies zu leichten Ungenauigkeiten der Messergebnisse. Der erste Test sollte die Relevanz dieses Fehlers auf die Messgenauigkeit aufzeigen. Dafür wurde die Apparatur mit 400 N zwischen zwei parallel angeordneten antagonistischen Molaren belastet. Aus der Ergebnistabelle Abb. 35 ist ersichtlich, dass das Wechseln des Schlauchstücks mit 0,30 % Messfehler keine nennenswerte Ungenauigkeit gegenüber der normalen Schwankungsbreite der Messwerte von 0,16 % bringt.

5.1.1.2 Bestimmung des Kraftnebenschlusses

Um die Grenzen des Messbereichs für den variablen Abstand der Aufbissteile zu definieren wurde der Kraftnebenschluss für 8 mm, 8,5 mm und 9 mm Sperrung graphisch aus dem Kraftverlauf bestimmt. Die Ergebnisse zeigen, dass mit 9 mm Sperrung Werte von über 1000 N gemessen werden können.

Höhe des Aufbissteils [mm]	Angelegte Kraft [N]	Graphisch bestimmter Kraftnebenschluss [N]
8	800	735,05
8,5	1000	903,15
9	1000	>1000

Abb. 36: Bestimmung des Kraftnebenschlusses der POWERSCAN I - Apparatur

5.1.1.3 Linearitätsprüfung Kaukraftmessapparatur „Powerscan I“

Angelegte Kraft [N]	Mittelwert der angezeigten Werte [N]	Mittelwert Messfehler	Standardabweichung	Min	Median	Max
100	95,67	4,33%	1,21	94	95,5	97
200	195,90	2,05%	0,74	195	196,0	197
300	296,60	1,13%	1,26	295	296,5	299
400	399,00	0,25%	1,49	395	399,0	400
500	502,30	0,58%	2,54	497	503,0	505
600	606,20	1,03%	3,05	600	607,5	609
700	710,40	1,49%	5,02	702	711,5	716
730	739,20	1,32%	6,87	729	739,0	746

Messfehler über den gesamten Messbereich: 1,38%
--

Abb. 37: Ergebnisse Genauigkeitsprüfung POWERSCAN I mit parallel angeordnetem Antagonistenpaar

Um die Messgenauigkeit der POWERSCAN I - Apparatur über den gesamten Messbereich zu überprüfen, wurde sie mit der Universalprüfmaschine mit definierten Kräften belastet. Der auf dem Display der Kaukraftmessapparatur angezeigte Wert wurde mit der angelegten Kraft verglichen.

Aus den 5 Prüfzyklen für das parallel angeordnete Antagonistenpaar wurden 10 Messwerte für jedes Kraftniveau registriert, was insgesamt 80 Messwerte ergab. Zur übersichtlicheren Darstellung wurde für jedes Kraftniveau der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet (Abb. 37) und grafisch dargestellt (Abb. 38).

Zur Auswertung der erfassten Messdaten wurde für jedes Kraftniveau der Messfehler (d.h. die prozentuale Abweichung des von der POWERSCAN I - Apparatur angezeigten Werts zur angelegten Kraft) berechnet. Zur Bestimmung der Genauigkeit über den gesamten Messbereich wurde der Mittelwert aus den Messfehlern gebildet. Es zeigt sich, dass die Messapparatur POWERSCAN I ein lineares Messverhalten aufweist und mit nur 1,38 % Messfehler eine sehr hohe Messgenauigkeit erzielt.

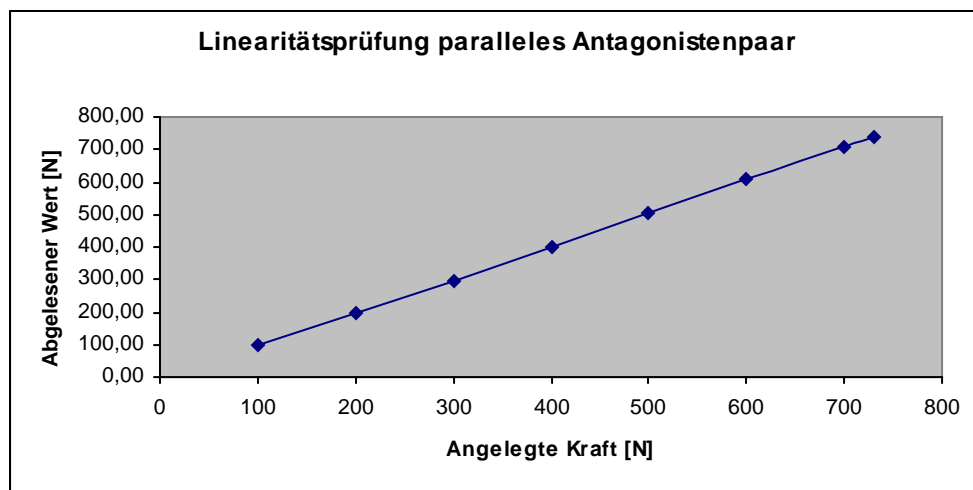


Abb. 38: Diagrammdarstellung der Linearitätsprüfung POWERSCAN I - Apparatur

Angelegte Kraft [N]	Mittelwert der angezeigten Werte [N]	Mittelwert Messfehler	Standardabweichung	Min	Median	Max
100	95,33	4,67%	0,52	95	95,0	96
200	194,40	2,80%	1,35	193	195,0	197
300	296,10	1,30%	1,91	293	297,0	299
400	397,40	0,65%	2,12	395	396,5	400
500	500,00	0,16%	1,15	498	500,0	502
600	604,10	0,68%	1,79	602	604,0	608
700	708,20	1,17%	1,93	706	708,0	712
720	730,20	1,42%	1,10	729	730,0	732

Messfehler über den gesamten Messbereich: **1,45%**

Abb. 39: Ergebnisse Genauigkeitsprüfung POWERSCAN I mit 15° zueinander geneigtem Antagonistenpaar

Die 5 Prüfzyklen mit 15° zueinander geneigten antagonistischen Kauflächen lieferten ebenfalls 80 Einzelmesswerte. Jedoch führt die Neigung der krafteinleitenden Fläche zu Torsionen in der mechanischen Konstruktion. Dadurch tritt der Kraftnebenschluss bereits bei 723 N ein. Die Belastungsgrenze wurde daher für diese Prüfung auf 720 N festgesetzt. Trotz der auftretenden Torsion ist der Messfehler mit 1,45 % nur um 0,07 % Punkte höher, sodass daraus geschlossen werden kann, dass extraaxiale Kraftmomente zu keiner nennenswerten Verfälschung des Messergebnisses führen.

Angelegte Kraft [N]	Mittelwert der angezeigten Werte [N]	Mittelwert Messfehler	Standardabweichung	Min	Median	Max
100	94,33	5,67%	1,15	93	95,0	95
200	195,50	2,25%	1,91	193	196,0	197
300	298,25	0,92%	3,30	295	298,0	302
400	401,25	2,14%	2,22	399	401,0	404
500	504,75	0,95%	0,96	504	504,5	506
600	607,75	1,29%	0,50	607	608,0	608
700	714,00	2,00%	0,82	713	714,0	715
720	736,50	2,29%	3,54	734	736,5	739

Messfehler über den gesamten Messbereich: **1,83%**

Abb. 40: Ergebnisse Genauigkeitsprüfung POWERSCAN I mit 45° in der Horizontalen geschwenkt zwischen die Zahnreihen eingesetzter Aufbisssgabel

Die beiden Prüfungen zur Feststellung eventueller Verfälschungen des Messergebnisses durch die Gegebenheiten in der klinischen Anwendung brachten ähnliche Ergebnisse. Dazu wurde die Apparatur einmal 20° vertikal gekippt und im zweiten Fall 45° in der Horizontalen geschwenkt zwischen die Zahnreihen eingesetzt. Es wurden für jede Messreihe 3 auf- und absteigende Reihen in 100 N Schritten mit jeweils 52 Messwerten gemessen. Sowohl das

Angelegte Kraft [N]	Mittelwert der angezeigten Werte [N]	Mittelwert Messfehler	Standardabweichung	Min	Median	Max
100	95,67	4,33%	1,15	95	95,0	97
200	195,75	2,13%	0,96	195	195,5	197
300	296,25	1,25%	0,96	295	296,5	297
400	401,00	1,76%	0,82	400	401,0	402
500	503,00	0,60%	0,82	502	503,0	504
600	607,50	1,25%	1,00	606	608,0	608
700	712,50	1,79%	0,58	712	712,5	713
720	743,50	1,85%	0,71	743	743,5	744

Messfehler über den gesamten Messbereich: **1,58 %**

Abb. 41: Ergebnisse Genauigkeitsprüfung POWERSCAN I mit um 20° vertikal gekippt zwischen die Zahnreihen eingesetztem Aufbissteil

Einsetzen der Apparatur um 20° vertikal gekippt zwischen das antagonistische Zahnpaar als auch das im 45° Winkel abgewinkelte Einsetzen in der Horizontalen brachten keine nennenswerten Verfälschungen der Messwerte. Daraus kann geschlossen werden, dass auch bei nicht optimaler Positionierung der Apparatur zwischen das zu messende Zahnpaar des Patienten exakte Messergebnisse erzielt werden können. Jedoch ist anzumerken, dass die Werte bei um 45° in der Horizontalen geschwenkt zwischen die Zahnreihen eingesetzter Aufbissgabel etwas stärker schwanken als bei der vertikal abgekippten Variante.

5.1.2 Ergebnisse der Prüfung Kistler-Apparatur

In Analogie zu den mit der POWERSCAN I - Apparatur durchgeführten Prüfungen, wurde auch die Kistler-Apparatur mit der Universalprüfmaschine getestet. Im einzelnen konnten aus konstruktionsbedingten Besonderheiten verschiedene Messungen nicht durchgeführt werden, andere mussten etwas modifiziert werden, was jedoch noch genau erläutert wird.

5.1.2.1 Einfluss der Schlauchteile auf die Messgenauigkeit

Ergebnisse einer Konstanzprüfung mit zehnmaliger Belastung der Kistler-Apparatur mit 400 N. Das Schlauchstück wurde nicht gewechselt			Ergebnisse einer Konstanzprüfung mit zehnmaliger Belastung der Kistler-Apparatur mit 400 N. Das Schlauchstück wurde bei jeder Messung erneuert.		
Angelegte Kraft	Angezeigte Kraft	Messfehler	Angelegte Kraft	Angezeigte Kraft	Messfehler
[N]	[N]	%	[N]	[N]	%
400	396	1,00%	400	395	1,25%
400	404	1,00%	400	397	0,75%
400	401	0,25%	400	394	1,50%
400	402	0,50%	400	401	0,25%
400	406	1,50%	400	398	0,50%
400	403	0,75%	400	404	1,00%
400	401	0,25%	400	397	0,75%
400	402	0,50%	400	400	0,00%
400	399	0,25%	400	401	0,25%
400	402	0,50%	400	400	0,00%
Gesamt		0,65%	Gesamt		0,62%

Abb. 42: Einfluss der Schlauchstücke, Ergebnisse der beiden Vergleichsmessungen für die Kistler - Apparatur

Um Verfälschungen des Messergebnisses durch das aufgesetzte PVC-Schlauchstück auszuschließen, wurden ebenfalls die beiden Prüfzyklen mit der Kistler - Apparatur durchgeführt. Da der zugehörige Ladungsmessverstärker zum Kistlersensor einen automatischen Offsetabgleich besitzt, der vor jedem Messvorgang auf den Nullwert eingestellt werden kann und eine Werkseitige Kalibrierung des Systems vorliegt, ist nicht davon auszugehen, dass die durch den Silikonschlauch bedingte schwankende Vorlast des Sensors zu einer Verfälschung des Messergebnisses führt. Um dies jedoch ausschließen zu können, wurden die Tests auch mit dem Kistlersensor durchgeführt. Es zeigt sich, dass die Messwerte mit gleichem Schlauchstück eine durchschnittliche Abweichung von 0,65 % vom Sollwert zeigen. Wechselt man das Schlauchstück bei jeder Messung, ergibt sich eine Messfehler von 0,62 %. Wie erwartet konnte gezeigt werden, dass die Apparatur zwar eine

geringe Schwankung der Messwerte bei wiederholter Messung zeigt, jedoch das Wechseln der PVC-Schlauchteile zu keinem weiteren Fehler führt.

5.1.2.2 Bestimmung des Kraftnebenschlusses

Die Bestimmung des Kraftnebenschlusses erübrigte sich bei der Kistler - Apparatur. Da die Kraft auf den Sensor direkt eingeleitet wird und es zu keiner hebelgesetzlichen Verstärkung der Kraft auf den Sensor wie bei der POWERSCAN I - Apparatur kommt, entspricht das Belastungsmaximum der Gesamtapparatur dem Belastungsmaximum des Sensors. Der Belastungsbereich wird laut Datenblatt mit 0 – 2500 N angegeben. Es ist daher theoretisch denkbar, Kaukräfte bis 2500 N mit diesem Sensor zu messen. Daher hat es keinen Sinn, eine Kraftnebenschlussbestimmung durchzuführen.

5.1.2.3 Linearitätsprüfung Kistler - Apparatur

Angelegte Kraft [N]	Mittelwert der angezeigten Werte [N]	Mittelwert Messfehler	Standardabweichung	Min	Median	Max
100	98,7	1,33%	0,82	98	98,5	100
200	199,8	1,30%	3,16	195	199,0	204
300	300,8	0,67%	2,30	296	301,0	303
400	400,0	0,30%	1,41	398	399,5	402
500	503,0	0,80%	3,16	495	504,5	505
600	602,4	0,73%	4,35	595	603,5	607
700	701,2	0,51%	3,68	696	703,5	705
800	803,9	0,51%	2,81	799	806,0	806
900	901,8	0,40%	3,71	893	902,5	905
1000	1000,4	0,32%	4,22	995	999,0	1006

Messfehler über den gesamten Messbereich: **0,68 %**

Abb. 43: Ergebnisse Linearitätsprüfung der Kistler-Apparatur unter Verwendung eines parallel angeordnetem Antagonistenpaares

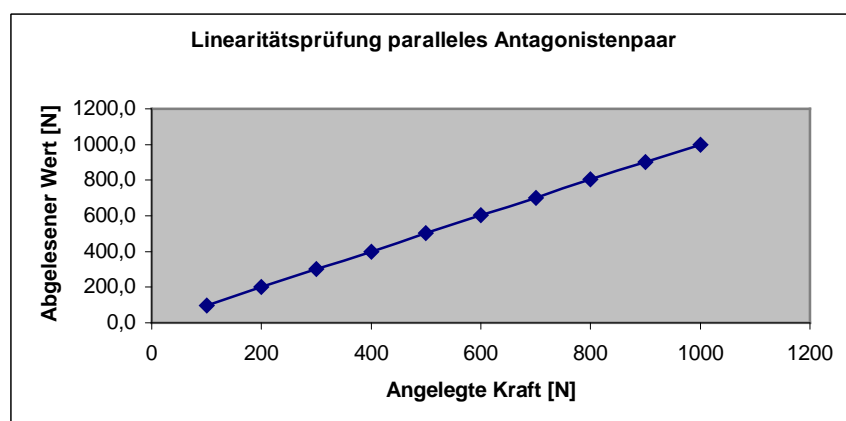


Abb. 44: Diagrammdarstellung der Linearitätsprüfung Kistler - Apparatur

Um auch die Messgenauigkeit der Kistler-Apparatur zu bestimmen, wurde diese in analoger Weise wie die POWERSCAN I - Apparatur belastet. Da die Belastungsgrenze des Sensors bei 2500 N liegt und es keine Einschränkung des Messbereichs durch einen Kraftnebenschluss gibt, wurde die Prüfung bis 1000 N durchgeführt.

Mit den 5 Prüfzyklen ergaben sich daher 100 Messwerte für die Prüfung mit parallel angeordnetem Antagonistenpaar. Die Ergebnisse zeigen einen Messfehler über den gesamten Messbereich von 0,68 %. Anzumerken ist, dass es trotz der erkennbaren Schwankungen der Einzelwerte zwischen den einzelnen Prüfzyklen zu einem sehr geringen Messfehler kam. Das ist dadurch die hohen Werte in der Standardabweichung und die Streuungsverteilung zu erklären. Die Abweichungen sind jedoch nominal so gering, dass von verlässlichen Messergebnissen ausgegangen werden kann.

Angelegte Kraft [N]	Mittelwert der angezeigten Werte [N]	Mittelwert Messfehler	Standardabweichung	Min	Median	Max
100	101,3	2,67%	2,80	97	102,0	104
200	193,7	3,15%	2,16	191	193,5	197
300	293,3	2,23%	2,45	289	294,0	296
400	390,1	2,48%	4,04	382	390,0	394
500	480,8	3,84%	2,10	479	480,0	484
600	580,2	3,30%	2,44	577	580,0	585
700	674,7	3,61%	1,95	673	674,5	678
800	769,5	3,81%	4,03	764	769,0	777
900	868,5	3,50%	6,67	858	869,0	878
1000	970,8	2,92%	3,49	967	973,0	974

Messfehler über den gesamten Messbereich: 3,19%
--

Abb. 45: Ergebnisse Genauigkeitsprüfung der Kistler-Apparatur unter Verwendung eines 15° zueinander geneigten Antagonistenpaares

Entscheidend für die Einschätzung der Messgenauigkeit unter den Gegebenheiten in der Mundhöhle ist auch die Messung mit dem 15° zueinander geneigten Antagonistenpaar. Das Gehäuse des Sensors ist laut Herstellerangaben so konstruiert, dass der Sensor gegenüber extraaxialen Kräften unempfindlich ist. Da es in der Mundhöhle beim Zubeißen aufgrund der Rotationsbewegung der Mandibula immer zu extraaxialen Kraftmomenten auf die Messapparatur kommt soll dieser Einfluss dargestellt werden. Es wurden für diese Prüfreihe ebenfalls 100 Messwerte registriert. Die Ergebnisse zeigten im Vergleich zu den Messungen mit parallel angeordnetem Antagonistenpaar einen mit 3,19% deutlich höheren Messfehler. Daraus ist zu schließen, dass trotz der speziellen Konstruktion des Kistler-Sensors es bei extraaxialen Kraftkomponenten zu einem größeren Messfehler kommt. Dieser Messfehler ist durch Kraftnebenschlüsse bedingt, was aus den zu niedrigen Messergebnissen abzulesen

ist. Jedoch liegt der Fehler mit 3,19 % unter der geforderten Messfehler von maximal 5 % und ist daher zu akzeptieren.

Vorversuche zeigten, dass es nicht möglich ist, die Apparatur mit dem Kistler Sensor 20° vertikal gekippt zwischen das Antagonistenpaar zu platzieren, da es zum Abkippen der Apparatur während des Messvorgangs kommt. Dies setzt in der klinischen Anwendung voraus, dass die Apparatur immer exakt parallel zur Kauebene zwischen die Zahnreihen platziert werden muss, um ein Abkippen zu vermeiden und damit dem Risiko einer Verletzung oder Schädigung der Zahnhartsubstanz entgegenzuwirken. Es konnte daher auf die Prüfreihe mit 20° vertikal gekippt zwischen die Zahnreihen eingesetzter Apparatur verzichtet werden.

Da der Sensor im Querschnitt eine runde Geometrie aufweist, erübrigt sich auch die Prüfung mit 45° in der Horizontalen geschwenkt zwischen die Zahnreihen eingesetzter Apparatur.

5.1.3 Vergleich der Kaukraftmessapparaturen

Da die Prüfungen der beiden Kaukraftmessapparaturen in analoger Weise durchgeführt wurden ist es möglich die Ergebnisse direkt miteinander zu vergleichen.

Bei der ersten Messreihe mit dem parallel angeordnetem Antagonistenpaar erreichte die Kistler-Apparatur mit 0,68% den geringeren Messfehler. Vergleichen wir die Ergebnisse bei 15° zueinander geneigtem Antagonistenpaar zeigte die POWERSCAN I - Apparatur mit 1,45% einen geringeren Messfehler.

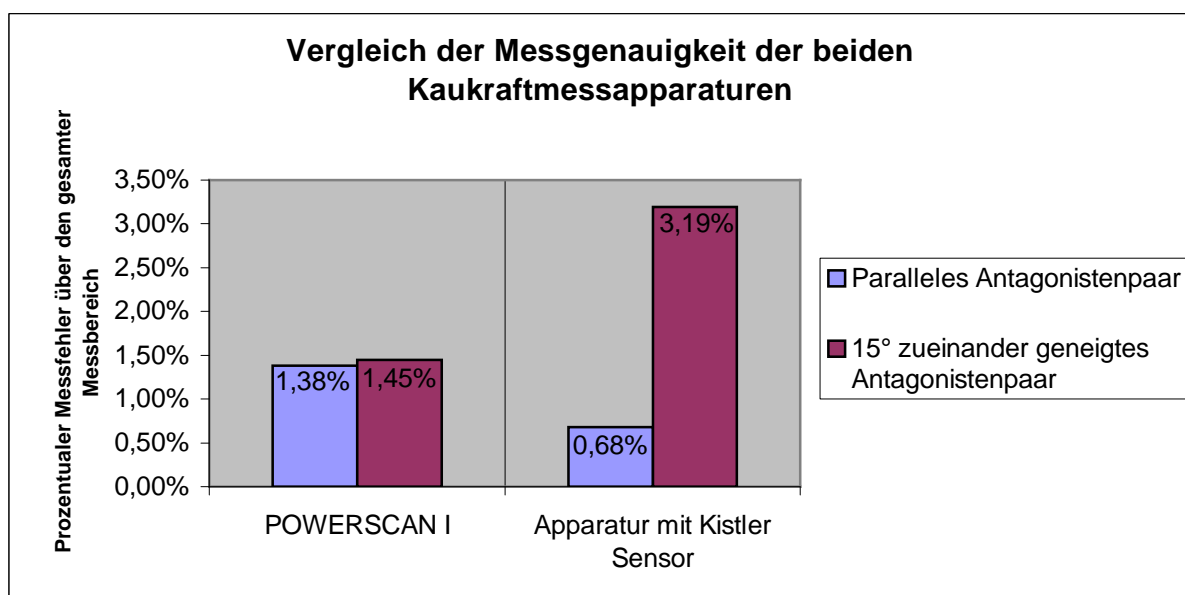


Abb. 46: Vergleichende Darstellung des Prozentualen Messfehlers der POWERSCAN I - und Kistler - Apparatur

5.2 Ergebnisse Lebensmittelprüfung

Zur Auswertung der durch die Zwick/Roell Test Xpert II® Software registrierten Kraft – Verformungsdiagramme wurde für jede Probe das Kraftmaximum bestimmt. Aus den fünf Werten pro Prüfgruppe wurde jeweils der Mittelwert gebildet und die Ergebnisse miteinander verglichen. Zu bemerken ist, dass die Einzelwerte von jedem Lebensmittel nur geringfügig schwankten. Daher erscheint für die rein deskriptive Betrachtung ein Vergleich der Mittelwerte ausreichend, ohne die Standardabweichung mit einzubeziehen. Die Ergebnisse zeigen große Unterschiede zwischen den einzelnen Lebensmitteln. Die aufzuwendende Kraft zum Zerbeißen von Haribo Goldbär® und Storck Riesen® ist mit 26,9 N und 28,7 N gering. Beim Abbeißen einer Karotte oder Knacken eines Maiskorns treten jedoch mit 211,5 N und 796,5 N schon erhebliche Kraftspitzen auf.

Lebensmittelprüfkörper	Mittelwerte der Maximalkräfte
Karotte	211,5 N
Maiskorn	796,5 N
Haribo Goldbär®	26,9 N
Storck Riesen®	28,7 N

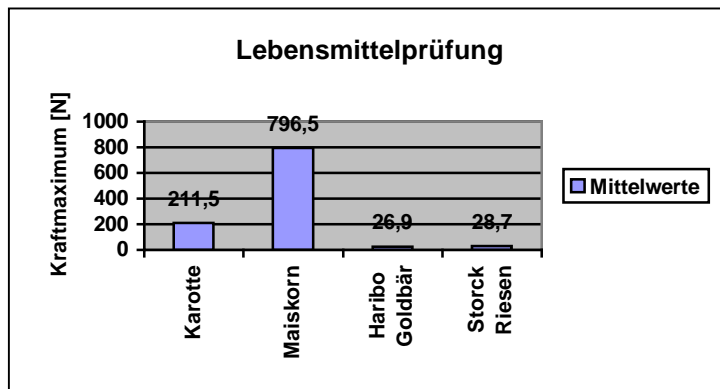


Abb.: 47 + 48: Tabelle und Diagramm, Darstellung der Ergebnisse aus der Lebensmittelprüfung

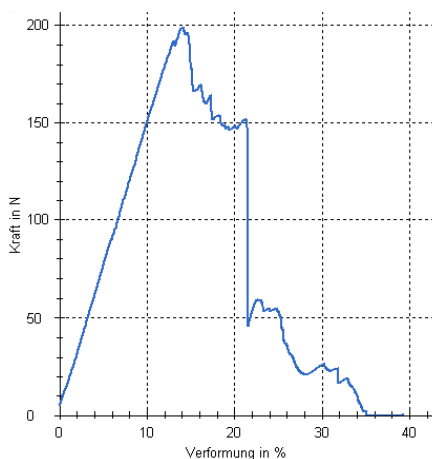


Abb. 49: Kraft – Verformungsdiagramm für den Lebensmittelprüfkörper Karotte

5.3 Ergebnisse aus den Patientenversuchen

Die mit den beiden Kaukraftmessapparaturen durch den Verfasser durchgeführten Untersuchungen erstreckten sich auf insgesamt 42 Probanden männlichen und weiblichen Geschlechtes, unterteilt in prothetisch versorgte Probanden und Probanden mit geschlossener natürlicher Zahnreihe.

5.3.1 Ergebnisse der Messungen

Insgesamt wurden 1512 Messwerte an 42 Patienten erhoben. Aus Testgruppe 1 wurden 936 Einzelwerte erfasst. Testgruppe 2 und 3 lieferten jeweils 288 Einzelwerte. Bei der statistischen Analyse der erhobenen Messdaten wurden die üblichen Verfahren zur Berechnung des Mittelwertes und der Standardabweichung angewendet. Da die Patientenversuche den alleinigen Zweck erfüllten, die Funktionsweise der Apparatur in der klinischen Anwendung zu erproben, wurde auf eine analytisch statistische Auswertung verzichtet. Die Auswertung und Analyse der Messergebnisse soll daher deskriptiven Charakter besitzen.

Bei der Auswertung der Daten ergaben sich einige Besonderheiten, die daraus resultieren, dass es sich beim forcierten Zusammenbeißen um einen sehr individuellen Prozess handelt, der von vielen psychologischen, physiologischen und räumlich-zeitlichen Faktoren abhängt. Es kam daher oftmals zu erheblichen Schwankungen der Messwerte, welche durch Unsicherheitsgefühle, Lernprozesse und sonstige individuelle Faktoren zu erklären sind. Da jedoch der Sinn der vorliegenden Studie die Ermittlung der maximalen Kaukräfte beim bewusst maximalen Zubeißen bis zur Schmerzgrenze war, erscheint eine Bestimmung des Mittelwertes aus den wiederholten Messungen pro Zahnbereich als nicht sinnvoll. Es wurde daher für jeden Messtermin aus den Einzelmessungen für das gemessene Molaren - , Frontzahn - und Prämolarenantagonistenpaar der Maximalwert ermittelt und dieser mit den Maximalwerten aus den beiden anderen Messterminen verglichen. Dadurch ist es möglich, die Reproduzierbarkeit der gemessenen maximalen Kaukräfte zu bestimmen. Des Weiteren wurden die Messergebnisse der beiden Kaukraftmessapparaturen miteinander verglichen.

5.3.1.1 Ergebnisse Testgruppe 1

	Erster Molar	SD	Mittlerer Schneidezahn	SD	Erster Prämolare	SD
männlich	615,77	48,23	198,85	21,20	442,27	46,83
weiblich	543,42	55,21	182,69	22,01	413,00	52,83
Gesamt	579,60	51,72	190,77	21,61	427,63	49,83

Abb. 50: Mittelwert der maximalen Kaukraft gemessen mit beiden Apparaturen in Testgruppe 1, Werte in Newton

Abb. 50 zeigt die durchschnittlichen maximalen Kaukräfte gemittelt aus den beiden Apparaturen für die Testgruppe 1. Es wurden Werte von 597,6 N für den ersten Molaren, 190,8 N für den mittleren Schneidezahn und 427,6 N für den ersten Prämolaren bestimmt. Betrachtet man die Geschlechtsunterschiede, so zeigt sich, dass die Kaukräfte der männlichen Probanden etwas höher liegen als bei den weiblichen. Die männlichen Teilnehmer zeigten im Molarenbereich um 13,3%, im Frontzahnbereich um 8,8% und im Prämolarenbereich um 7,1% höhere Kaukraftwerte. Die hohen Werte bei der Standardabweichung belegen, dass es erheblichen Unterschiede zwischen den einzelnen Probanden gab. Die registrierten Werte für den ersten Molaren schwankten von 215 N bis 1081 N, für den mittleren Schneidezahn von 54 N bis 332 N und für den ersten Prämolaren von 143 N bis 700 N. Die Darstellung der ermittelten Maximalwerte aus der Testgruppe zeigt, dass das Geschlecht nur einen sehr geringen Einfluss auf die maximale Kraftentwicklung im stomatognathen System hat (Abb. 51). Die mit 336 N und 320 N höchsten registrierten Werte im Frontzahnbereich wurden bei einem männlichen Probanden registriert. Die mit 700 N und 665 N höchsten Werte im Prämolarenbereich stammten von einer weiblichen Teilnehmerin. Im Molarenbereich war die Verteilung nicht so eindeutig, da es Unterschiede zwischen der POWERSCAN I – Apparatur und der Kistler-Apparatur gab. Mit der POWERSCAN I – Apparatur erreichte eine Probandin mit 753 N den höchsten registrierten Wert. Die Kistler – Apparatur lieferte mit 1081 N den höchsten Wert bei einem männlichen Studenten (Abb.52). Interessante Ergebnisse lieferte auch der Vergleich der POWERSCAN I Apparatur mit der Kistler-Apparatur. Vergleicht man die Mittelwerte aus den drei Messsituationen für jeden

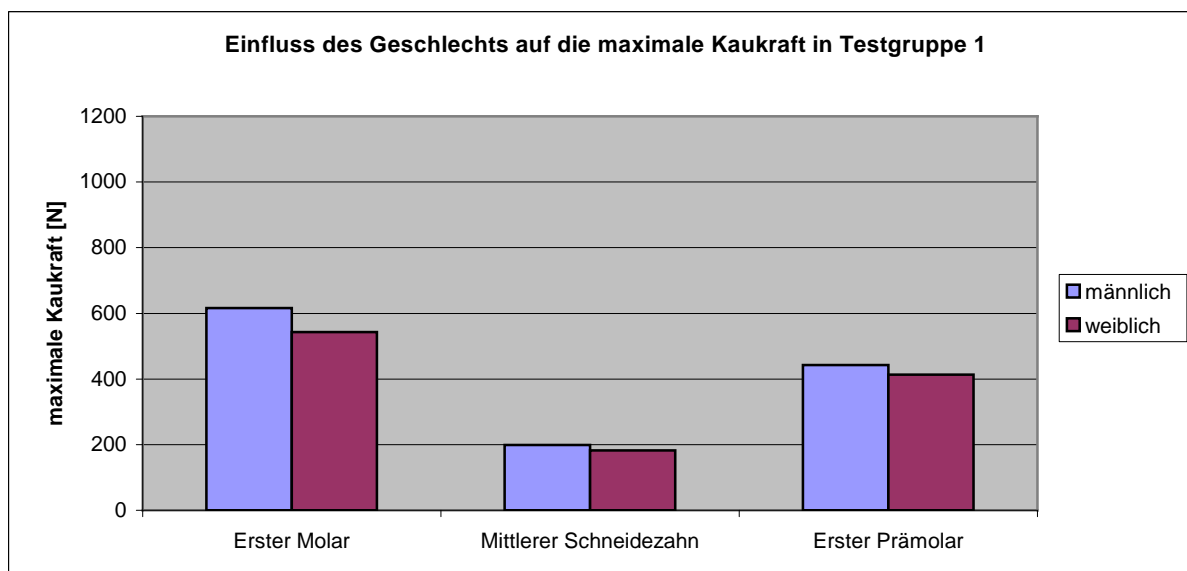


Abb. 51: Zusammenhang zwischen Geschlecht und Kaukraft in Testgruppe 1 (Darstellung der Mittelwerte)

Patienten und stellt die Messergebnisse beider Apparaturen direkt gegenüber, so zeigt sich, dass beide Apparaturen annähernd gleiche Ergebnisse liefern. Zu beobachten ist jedoch,

dass die POWERSCAN I - Apparatur im Molarenbereich um 3,5 %, im Frontzahnbereich um 1,1 % und im Prämolarenbereich um 5,2 % höhere Werte liefert als die Kistler-Apparatur.

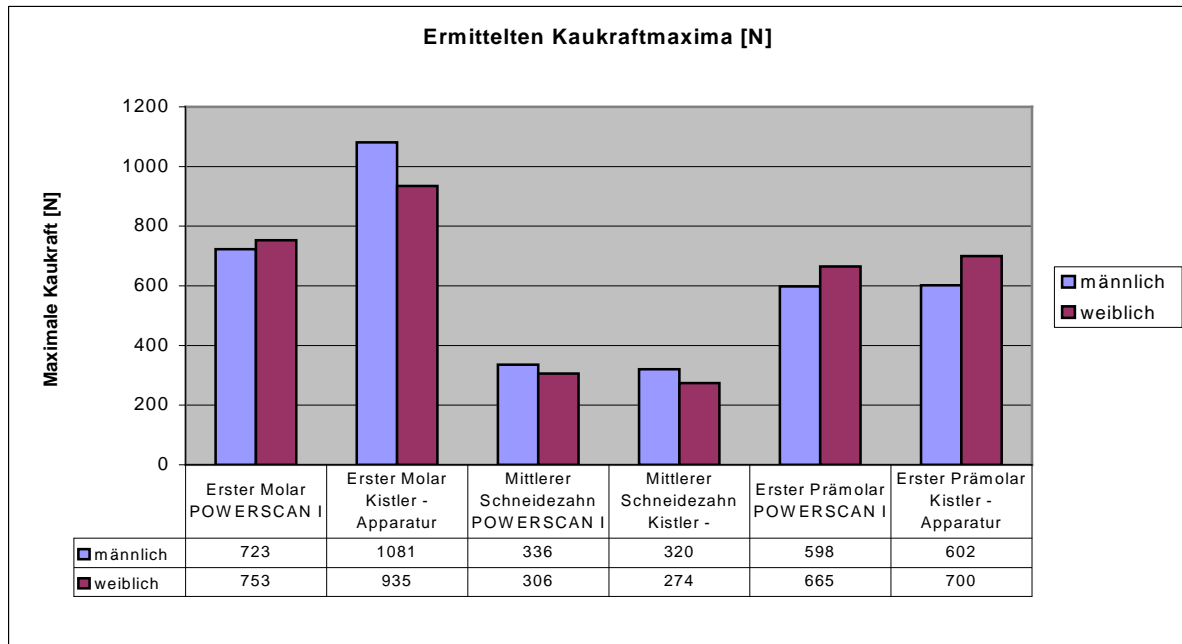


Abb. 52: Darstellung der ermittelten Maximalwerte unterteilt nach Messbereich in Testgruppe 1

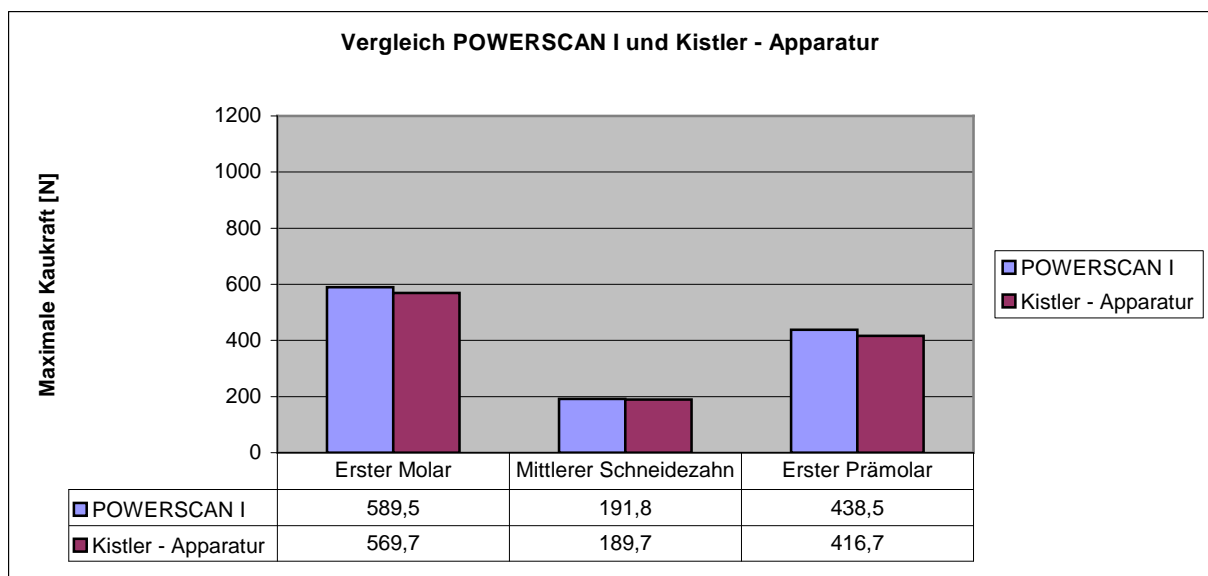


Abb. 53: Vergleich POWERSCAN I - mit Kistler-Apparatur, Darstellung der mittleren Kaukräfte aus Testgruppe 1

5.3.1.2 Ergebnisse Testgruppe 2

	Erster Molar	SD	Mittlerer Schneidezahn	SD	Erster Prämolare	SD
männlich	247,83	17,24	107,00	10,09	242,17	9,70
weiblich	168,40	12,79	91,40	6,65	152,80	6,47
Gesamt	208,12	14,46	99,20	7,94	197,48	7,68

Abb. 54: Durchschnittliche Kaukräfte in Testgruppe 2 (Angaben in Newton)

Für die Gruppe der teilprothetisch versorgten Probanden ergaben sich als Mittelwert aus den von beiden Apparaturen erfassten Messdaten im Molarenbereich von 208,1 N, im Frontzahnbereich von 99,2 N und im Prämolarenbereich von 197,5 N. Die Standardabweichungen zeigen, dass die Werte zwischen den einzelnen Probanden schwanken (Abb. 94). Für den ersten Molaren lagen alle Werte im Intervall von 106 N bis 340 N, beim mittleren Schneidezahn von 39 N bis 144 N und für den ersten Prämolaren von 44 N bis 304 N. Betrachtet man den Geschlechterunterschied, erreichen die männlichen Probanden im

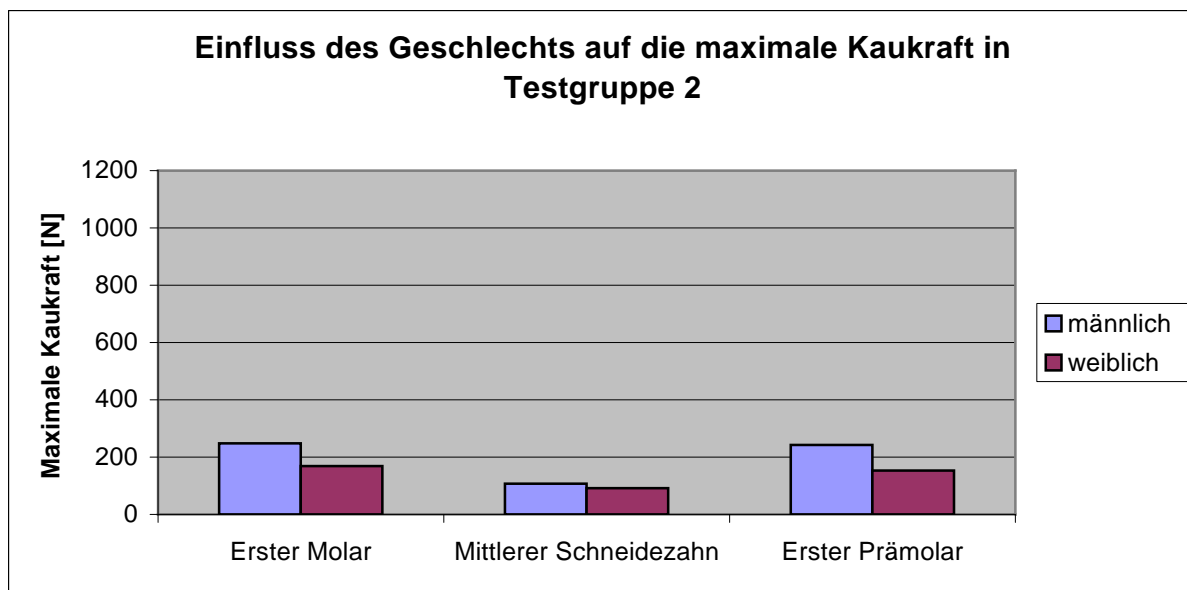


Abb. 55: Zusammenhang zwischen Geschlecht und Kaukraft in Testgruppe 2 (Darstellung der Mittelwerte)

Mittel höhere Werte als die weiblichen. Die männlichen Teilnehmer zeigten im Molarenbereich um 47,2 %, im Frontzahnbereich um 17,1 % und im Prämolarenbereich um 58,5 % höhere Kaukraftwerte (Abb. 55). Auch bei den Maximalwerten der Beißkraft für jeden Zahnbereich erreichten die Männer höhere Werte. Lediglich mit der Kistler-Apparatur erreichte eine Probandin höhere Werte im Frontzahnbereich als die männlichen Teilnehmer. Jedoch stammten die höchsten Werte mit 340 N für den Molaren, 144 N für den Frontzahn und 304 N für den Prämolaren alle von männlichen Probanden (Abb. 56). Der Vergleich

beider Kaukraftmessapparaturen zeigt, dass es keine nennenswerte Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Messergebnisse beider Apparaturen gibt. Die POWERSCAN I – Apparatur liefert durchschnittlich im Molarenbereich um 1,6 %, im Prämolarenbereich um 6,7 % und im Frontzahnbereich um 1,0 % höhere Werte. Betrachten wir die ermittelten Kraftmaxima aller erfassten Werte aus dieser Testgruppe, lieferte im Frontzahn- und Prämolarenbereich die POWERSCAN I – Apparatur die höchsten Werte, im Molarenbereich wurde der höchste Wert mit der Kistler-Apparatur registriert (Abb. 57).

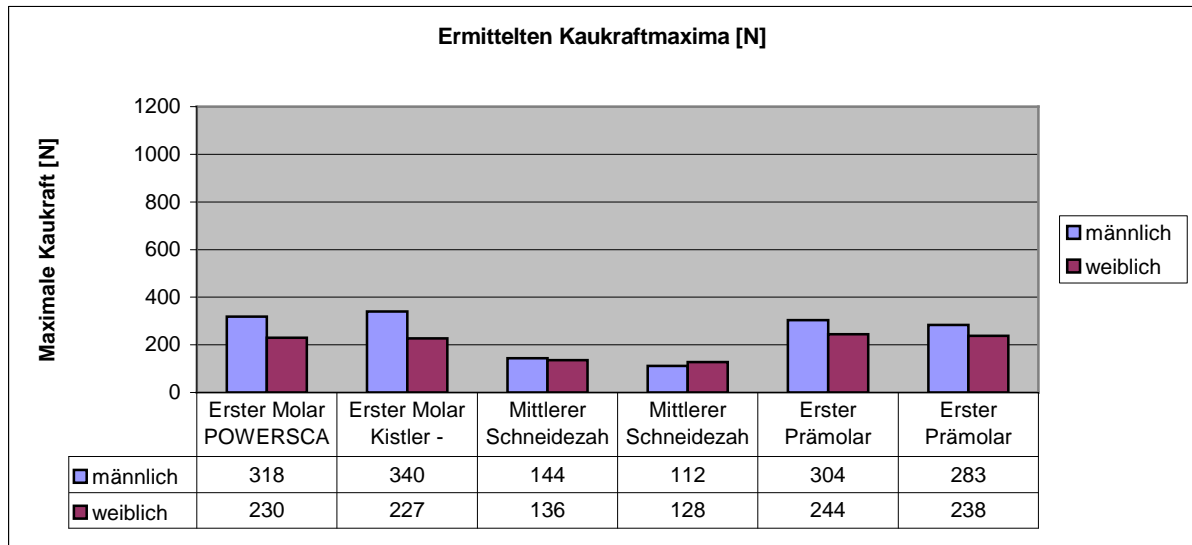


Abb. 56: Darstellung der ermittelten Maximalwerte unterteilt nach Messbereich in Testgruppe 2

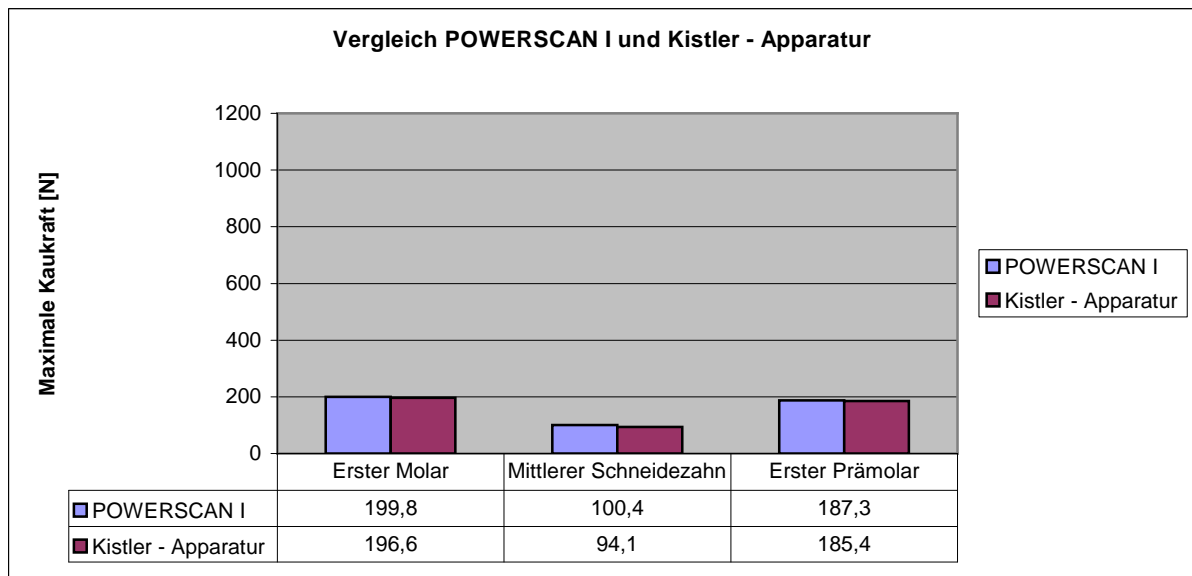


Abb. 57: Vergleich POWERSCAN I - mit Kistler-Apparatur, Darstellung der mittleren Kaukräfte aus Testgruppe 2

Die vorgenommene Unterteilung der Testgruppe 2 in die Untergruppen A und B zeigt, dass die Unterschiede in der teilprothetischen Versorgung sich auch in den Kaukräften widerspiegeln. Die Probanden aus Gruppe A, welche in einem Kiefer teilprothetisch und im Gegenkiefer totalprothetisch versorgt waren, erreichten nicht so hohe maximale Kaukräfte wie die Probanden aus Gruppe B, die entweder in Ober- und Unterkiefer teilprothetisch versorgt waren oder im Gegenkiefer noch natürliche Bezahnung besaßen. Am deutlichsten zeigt sich dieser Unterschied am ersten Prämolaren. Hier erreichte Gruppe B im Durchschnitt um 108,9 % höhere Werte als Gruppe A. Die Unterschiede im Molaren - und Frontzahnbereich waren mit 19,0 % und 20,7 % nicht ganz so deutlich. Ebenfalls konnte festgestellt werden, dass am ersten Molar und ersten Prämolare die Maximalwerte in Gruppe B deutlich höher lagen als in Gruppe A. Im Frontzahngebiet erreichte jedoch ein Patient aus Gruppe A den höchsten gemessenen Wert in der gesamten Testgruppe (Abb. 58).

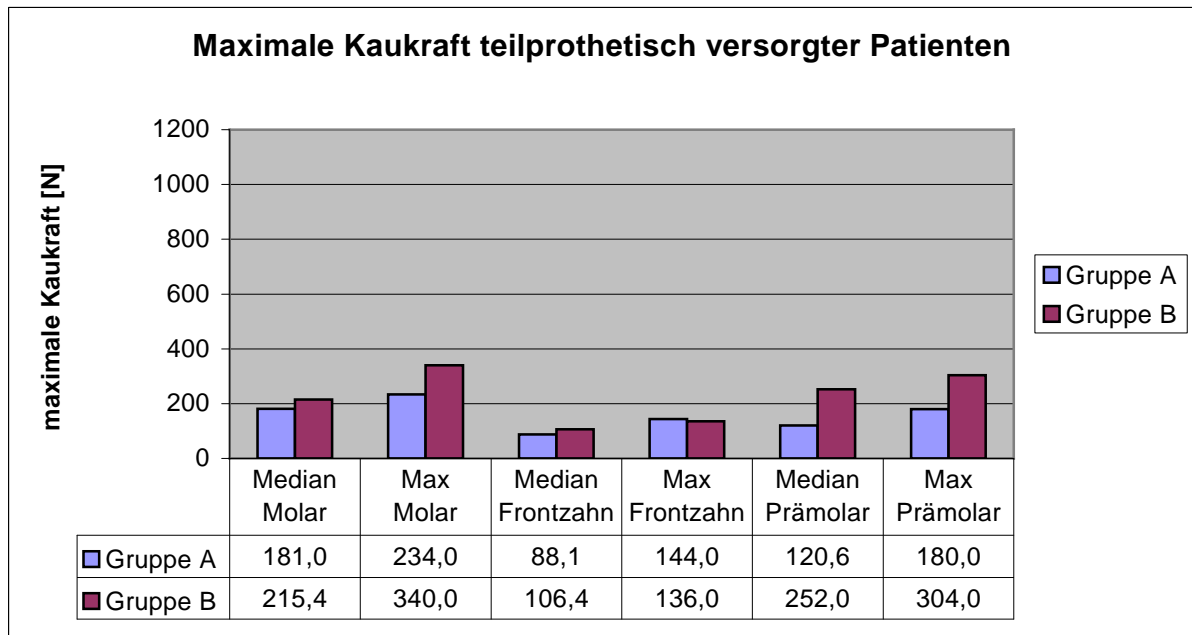


Abb. 58: Vergleich der durchschnittlichen Kaukräfte der Untergruppen A und B in Testgruppe 2

5.3.1.3 Ergebnisse Testgruppe 3

	Erster Molar	SD	Mittlerer Schneidezahn	SD	Erster Prämolare	SD
männlich	86,25	15,62	43,13	5,61	56,50	8,39
weiblich	94,00	8,78	55,63	4,76	116,00	6,79
Gesamt	90,13	12,20	49,38	5,19	86,25	7,59

Abb. 59: Durchschnittliche Kaukräfte in Testgruppe 3 (Angaben in Newton)

In der Testgruppe der totalprothetisch versorgten Patienten wurden mittlere Kaukräfte von 90,1 N für den ersten Molaren, 49,4 N für den mittleren Schneidezahn und 86,3 N für den ersten Prämolaren bestimmt (Abb. 59). Die Messwerte für die einzelnen Zahngruppen lagen für den Molarenbereich zwischen 37 N und 201 N, für den Schneidezahn zwischen 5 N und 95 N und für den Prämolarenbereich zwischen 23 N und 251 N. Betrachtet man die Geschlechtsunterschiede, so zeigte sich, dass die Kaukräfte der weiblichen Probanden höher liegen als bei den männlichen. Die weiblichen Teilnehmer zeigten im Molarenbereich um 9,0 %, im Frontzahnbereich um 29,0 % und im Prämolarenbereich um 105,3 % höhere Kaukraftwerte (Abb. 60). Die Standardabweichungen zeigen, dass die einzelnen Probanden deutlich unterschiedliche Kaukräfte entwickelten. Die registrierten Werte für den ersten Molaren schwankten von 37 N bis 201 N, für den mittleren Schneidezahn von 5 N bis 91 N und für den ersten Prämolaren von 23 N bis 251 N. Untersucht man die ermittelten Maximalwerte auf geschlechtsspezifische Unterschiede, wird erkennbar, dass vor allem im Prämolarenbereich die weiblichen Probanden deutlich höhere Werte erreichten.

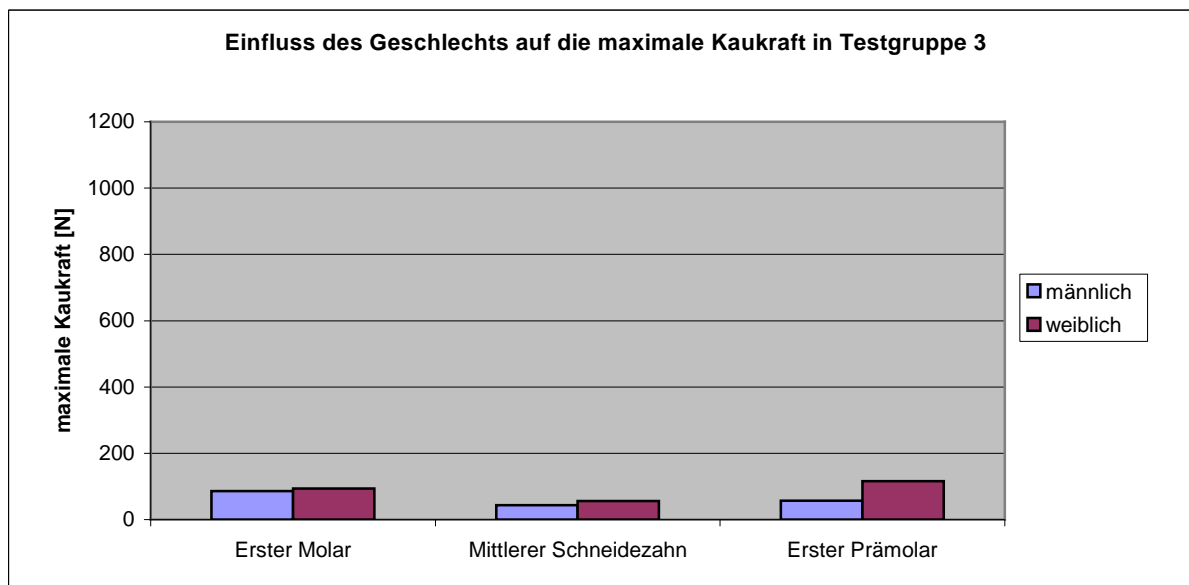


Abb. 60: Zusammenhang zwischen Geschlecht und Kaukraft in Testgruppe 3 (Darstellung der Mittelwerte)

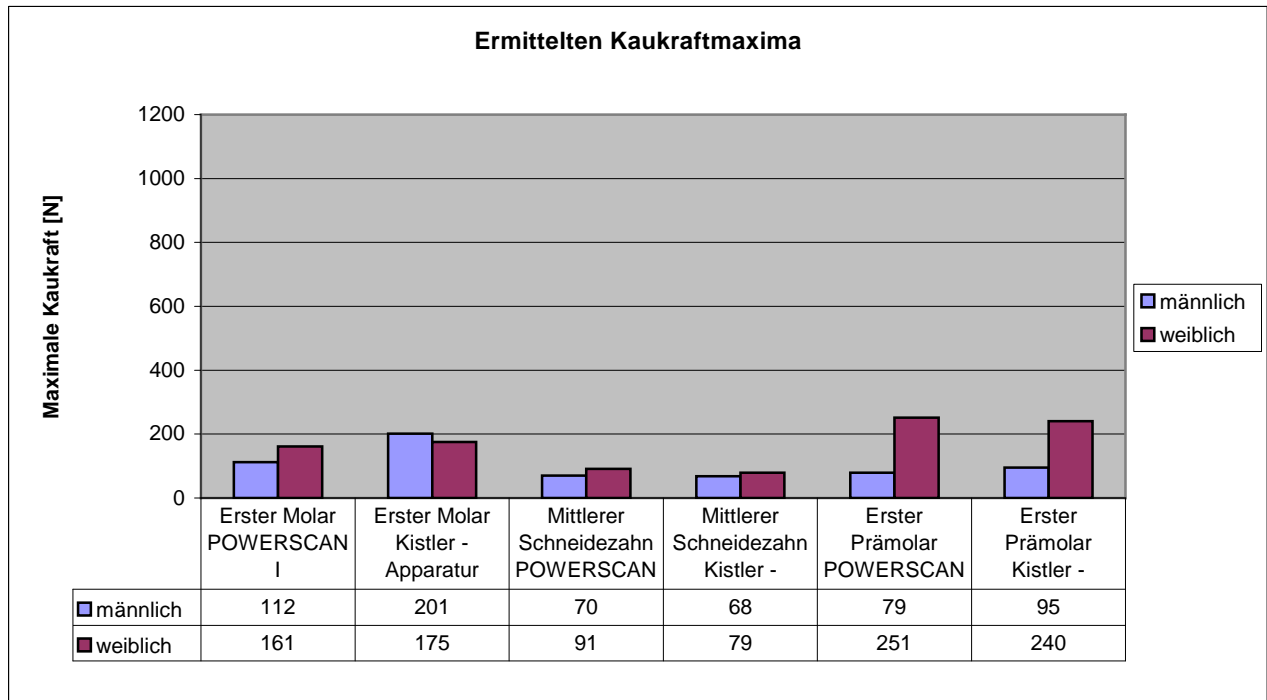


Abb. 61: Darstellung der ermittelten Maximalwerte unterteilt nach Messbereich in Testgruppe 3

Der Vergleich beider Kaukraftmessapparaturen zeigt, dass es keine nennenswerten Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Messergebnisse beider Apparaturen gibt. Die POWERSCAN I – Apparatur liefert durchschnittlich im Prämolarenbereich um 2,5 % und im Frontzahnbereich um 6,6 % höhere Werte. Im Molarenbereich wurden um 13,4 % höhere Werte mit der Kistler – Apparatur gemessen. Betrachten wir die ermittelten Kraftmaxima aller erfassten Werte aus dieser Testgruppe, lieferte im Frontzahn - und Prämolarenbereich die POWERSCAN I – Apparatur die höchsten Werte, im Molarenbereich wurde der höchste Wert mit der Kistler-Apparatur registriert (Abb. 62).

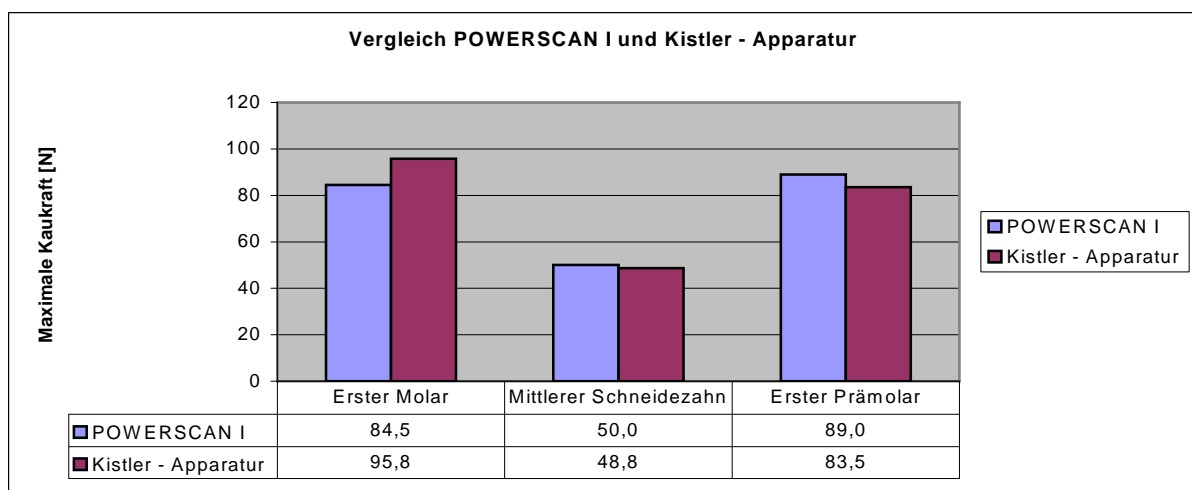


Abb. 62: Vergleich POWERSCAN I - mit Kistler-Apparatur, Darstellung der mittleren Kaukräfte aus Testgruppe 3

5.3.1.4 Vergleich der drei Testgruppen

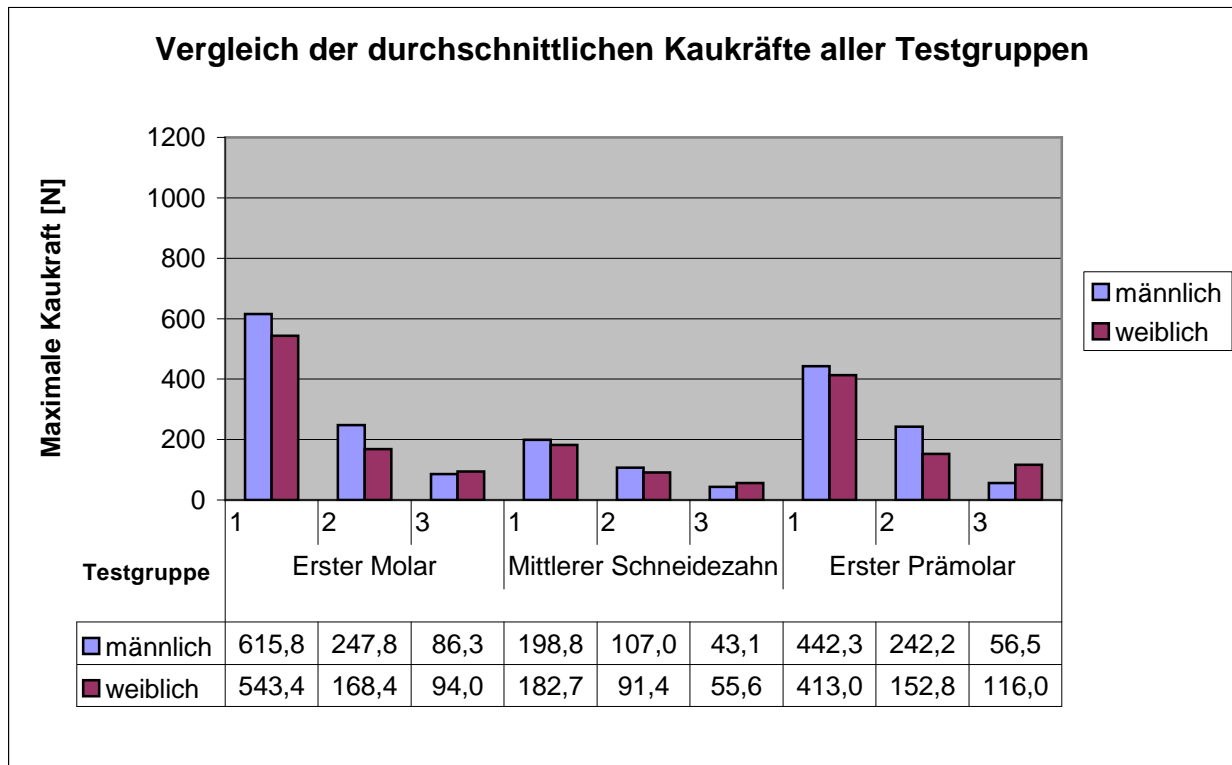


Abb. 63: Vergleich der Ergebnisse aus den Testgruppen 1, 2 und 3

Abb. 63 zeigt, welchen Einfluss der Zahnstatus auf die maximale Kraftentfaltung im Kauorgan hat. Für die Gruppe der Probanden mit geschlossener natürlicher Zahnreihe (Testgruppe 1) konnten in allen drei Zahnbogenabschnitten die höchsten Mittelwerte der Kaukraft beobachtet werden. Ebenfalls ist zu erkennen, dass die Gruppe der teilprothetisch versorgten Probanden (Testgruppe 2) höhere Werte erreichte als die Totalprothesenträger (Testgruppe 3). Der Einfluss des Geschlechts auf die Kaukraft ergab in Testgruppe 1 und 2 höhere Werte bei den männlichen Probanden. In Testgruppe 3 erreichten genau entgegengesetzt die Frauen höhere Werte. Abb. 64 zeigt den Vergleich der Maximalwerte der Beißkraft der drei Testgruppen unterteilt nach Messbereich. Hier fällt der Unterschied zwischen Testgruppe 1 und den beiden anderen Testgruppen noch stärker aus als beim Vergleich der Mittelwerte. Der Unterschied zwischen Testgruppe 2 und 3 fällt nicht ganz so eindeutig aus, jedoch wurden ebenfalls in der Gruppe der teilprothetisch versorgten Probanden die höheren Werte erfasst. Betrachtet man den Einfluss der Geschlechts auf die Maximalwerte erreichten erstaunlicherweise am ersten Prämolaren die Frauen höhere Werte als die Männer. Im Molarenbereich erzielten jedoch die Männer in allen drei Testgruppen die höchsten Werte, wie auch im Frontzahnbereich. Hier stellen, wie auch schon beim Vergleich der Mittelwerte, nur die Totalprothesenträger eine Ausnahme dar.

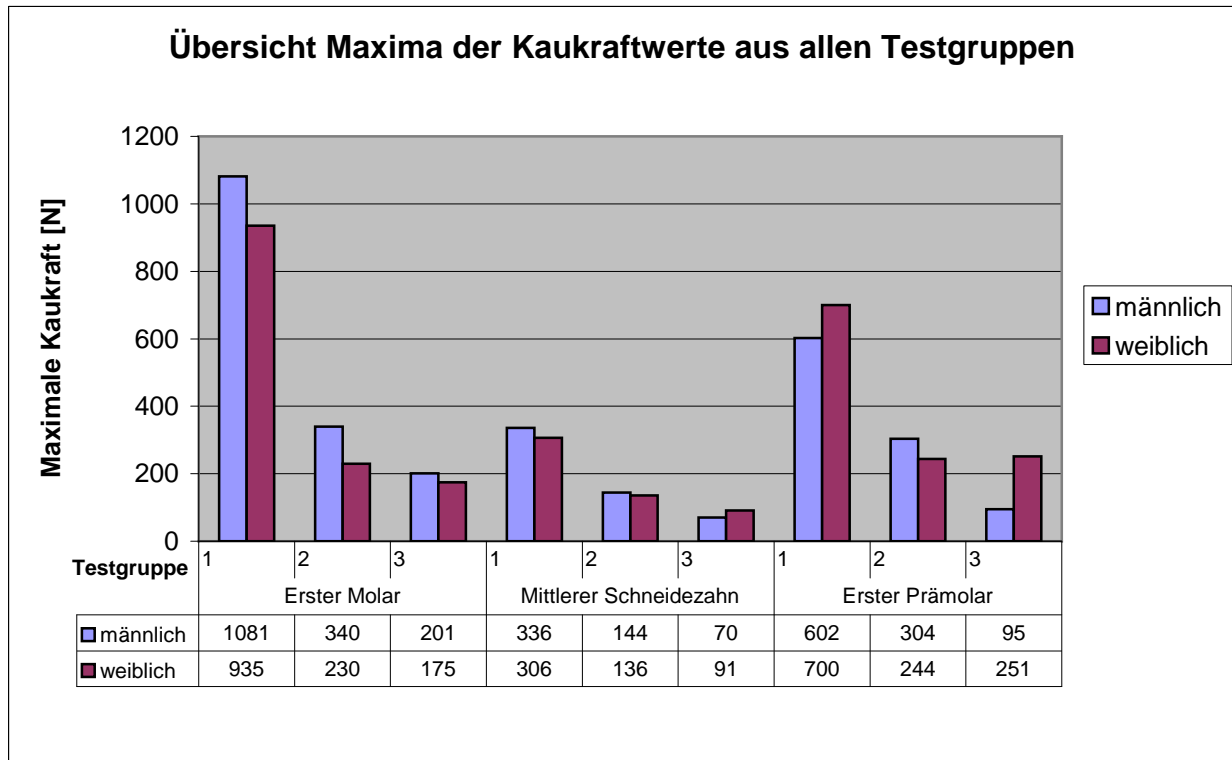


Abb. 64: Vergleich der bestimmten Maximalwerte aus den Testgruppen 1, 2 und 3

5.3.2 Bewertung der Messapparaturen durch die Probanden

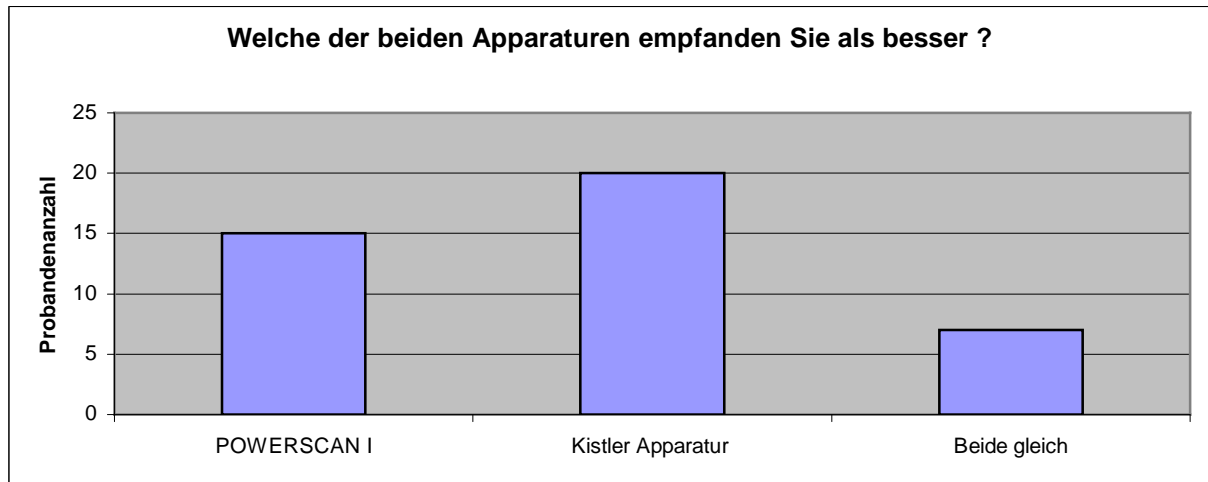


Abb. 65: Bewertung der POWERSCAN I - und Kistler-Apparatur durch die Probanden

Im Anschluss an die letzte Messung wurde jeder Proband nach seiner subjektiven Meinung zur Messung mit den Kaukraftapparaturen befragt. Es sollte dabei bewertet werden, mit welcher Apparatur die Messung angenehmer war. Die Ergebnisse zeigen, dass die Kistler-Apparatur von der Mehrzahl der Probanden als angenehmer empfunden wurde. Als Grund dafür wird in der Mehrzahl der Fälle die kleinere Bauform angegeben und die Tatsache, dass die Mundwinkel weniger irritiert werden. Die Probanden, die die POWERSCAN I - Apparatur bevorzugten, gaben in der Mehrzahl der Fälle das angenehmere Aufbissgefühl als Entscheidungsgrund an. Insgesamt wurden die Messungen von keinem der Probanden als schmerzhaft oder unangenehm empfunden. Lediglich die vielen Wiederholungen wurden von einigen Studienteilnehmern als anstrengend bezeichnet.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Konstruktion

Die Aufgabenstellung der vorliegenden Arbeit war die Entwicklung einer Apparatur zur direkten In-vivo-Messung von Kräften auf antagonistische Zahnpaare beim evozierten Zusammenbeißen. Das Einsatzgebiet der Apparatur ist in der Planung vollkeramischer Brückenkonstruktionen zu sehen. Ziel einer solchen Apparatur ist es, dem prothetisch tätigen Zahnarzt ein Diagnose- und Planungshilfsmittel an die Hand zu geben, das es ihm ermöglicht, für jeden Patienten eine auf die individuellen Belastungsgrößen abgestimmte Restauration zu planen. Gerade bei der Planung und Konstruktion von Brücken wird vieles dem „Gefühl“ des Zahnarztes oder Zahntechnikers überlassen. Eine Bestimmung der zu erwartenden Kräfte direkt am Patienten könnte zu mehr Planungssicherheit beitragen. Idealerweise könnte die Apparatur Einsatz in der CAD/CAM Technologie finden. Gerade bei der Konstruktion von vollkeramischen Brückengerüsten ist eine optimale und individuell abgestimmte Konnektordimensionierung Grundvoraussetzung für eine langlebige Versorgung.

6.1.1 Anforderungen an die zu entwickelnde Apparatur

Voraussetzungen, die eine solche Apparatur erfüllen muss, sind sehr weit gefächert und wohl auch ein Grund dafür, warum trotz der Vielzahl an bereits entwickelten Apparaturen sich bis heute keine Apparatur auf dem freien Markt durchsetzen konnte. Die vom Verfasser selbst im Vorfeld definierten Anforderungen an die Apparatur lauteten:

- Ø Einfache, zeitsparende Anwendung, die den Einsatz im normalen Praxisalltag ermöglicht
- Ø Wirtschaftlichkeit und angemessener Anschaffungspreis
- Ø Angenehmes „Beißgefühl“ für den Patienten
- Ø Einfache Hygienefähigkeit
- Ø Hohe Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messwerte
- Ø Bissperrung bei einer Messung < 10mm
- Ø Erfassung und Speicherung der Messdaten per EDV

Diese Vorgaben spiegeln teilweise die bereits 1911 verfassten Anforderungen der holländischen Zahnärztlichen Gesellschaft an eine praxistaugliche Kaukraftmessapparatur

wieder, für deren Entwicklung im gleichen Jahr ein Wettbewerb ausgeschrieben wurde [87, 102]. Lediglich die Erfassung der Messdaten per EDV stellt eine Erweiterung der Anforderungen dar.

Da sich zunehmend Systeme der elektronischen Datenverarbeitung zur Sammlung und Bearbeitung medizinischer und administrativer Daten in Zahnarztpraxen durchsetzen (auch Praxissoftware genannt), erscheint eine digitale Schnittstelle als sinnvoll. Auch wird dadurch ein direkter Datentransfer der gewonnenen Kaukraftwerte in ein CAD/CAM – System möglich. Wie ausführliche Marktanalysen ergeben haben, hat sich bis heute keine Kaukraftmessapparatur in der Praxis durchgesetzt, obwohl bereits 1960 LÖFBERG mehr als 50 praxistaugliche Apparaturen beschrieb [62, 63]. Ein entscheidender Faktor für das geringe Interesse an einer solchen Apparatur in der zahnärztlichen Praxis ist darin zu sehen, dass es ein zu geringes Einsatzgebiet dafür gibt. Die 1918 von DIETZ beschriebene Anwendung zur Rentenfeststellung nach kriegsbedingten Kieferverletzungen [21, 38] und viele beschriebene Anwendungsfelder in der parodontalen Diagnostik [38] reichten nicht aus, um eine solche Apparatur als Diagnosehilfsmittel in der zahnärztlichen Praxis zu etablieren.

Eine neue Blüte könnte dieses schon alte Diagnoseverfahren jedoch durch die Einführung moderner Fertigungs- und Konstruktionstechniken für Zahnersatz (CAD/CAM) und den Einsatz keramischer Werkstoffe erlangen. Gerade aktuelle Diskussionen über die Einführung standardisierter Qualitätsnormen in die Zahnmedizin und die fortschreitende Verbreitung von Qualitätsmanagementsystemen zeigen, dass neue Verfahren zur Standardisierung zahnärztlicher Arbeitsabläufe gefragt sind. Sowohl die computergestützte Konstruktion (CAD) von Zahnersatz als auch die industriell genormte Fertigung (CAM) tragen diesen Qualitätsansprüchen bereits Rechnung. Die momentan verfügbaren Systeme ermöglichen die Konstruktion der zu fertigenden Restauration am Computer. Ein entscheidender Nachteil dabei ist, dass bis auf die Präparation keine individuellen patientenspezifische Daten der Konstruktion zu Grunde liegen. Dies führt dazu, dass die Restaurationen nach Standardmaßen oder nach „Gefühl“ des Zahnarztes oder Zahntechnikers gestaltet werden. Dies schöpft jedoch nicht das enorme Potenzial aus, welches in den modernen CAD/CAM-Systemen liegt. HABER kritisierte bereits 1926 den Zahnarzt als „Architekten, der die Statik nicht beherrscht“. Er sieht es als unhaltbar an, verschiedenste Formen von Zahnersatz einzugliedern, ohne über die Kräfte, welcher diese Arbeiten ausgesetzt sein werden, eine mehr als annähernde Vermutung zu haben. Aufgrund der individuellen großen Schwankungen der Kaukraft könnten eine Vielzahl von Fehlschlägen in der prothetischen Versorgung verhindert werden, wenn Materialauswahl und Präparationstechnik den individuellen Kaukräften angepasst werden könnten [38]. Eine Erhöhung der Planungssicherheit kann dadurch erzielt werden, dass individuell am Patienten erfasste Belastungsgrößen als Grundlage für die Konstruktion dienen. Dadurch wird eine

patientenbezogene individuelle Planung sichergestellt. Die Entwicklung einer praxistauglichen Kaukraftmessapparatur nach den bereits zuvor erläuterten Vorgaben stellt dazu die Grundlage dar.

Bei der Suche nach geeigneten Sensorsystemen und Messverfahren für die beschriebene Anwendung stellten sich zwei Messprinzipien als sinnvoll heraus.

Das bei der Kistler – Apparatur verwirklichte Prinzip greift eine Idee auf, die bereits bei einer Erfindung von HOWELLS und MANLY Anwendung fand. Es handelt sich um die Idee, den Patienten direkt auf eine elektrische Messdose aufbeißen zu lassen (Abb. 2) [49]. Die Entwicklung des Autors grenzt sich dadurch ab, dass ein anderes Sensorprinzip und eine neuentwickelte Haltevorrichtung zum Einsatz kommen. Es wird nicht wie bei HOWELLS und MANLY ein induktiver Sensor, sondern ein piezoelektrischer Kraftsensor verwendet.

Bei der POWERSCAN I - Apparatur handelt es sich um eine komplette Neuentwicklung. Als Grundlagen dienten Entwicklungen von PRAGAI, der einen Dehnungsmessstreifen in zwei Schenkel integrierte [83] und die Kaukraftmessung mit intraoraler 3-Punkt-Belastung von BALTZER und KAUFMANN [7]. Das verwendete Messprinzip ist ein extraoral angeordneter Sensor, auf den mittels einer mechanischen Konstruktion die Kraft übertragen wird.

6.1.2 Anmerkungen zur Kistler - Apparatur

Recherchen über vorhandene oder geeignete Sensorsysteme zur Messung von interokklusalen Kräften ließen einen Kontakt zur Firma Kistler Instrumente AG entstehen. Die Messung von Kräften in der Mundhöhle mit piezoelektrischen Sensoren der Firma Kistler Instrumente AG wurde bereits von MERICSKE und DUYCK beschrieben [23, 68]. Sie führten Kraftmessungen auf Implantaten mit einem speziell für diese Anwendung entwickelten dreidimensionalen Kraftsensor durch. Nach Angaben der Firma ist jedoch die Anwendung der piezoelektrischen Sensoren als eine direkte intraorale Messmethode für Kaukräfte neu.

Die Firma Kistler Instrumente AG hält das weltweite Patent für piezoelektrische Sensoren auf Kristallbasis. Daher stellt die Firma die einzige Bezugsquelle für diese Sensoren dar. Der Nachteil von piezoelektrischen Sensoren ist im hohen Anschaffungspreis und der aufwändigen Signalaufbereitung zu sehen. Die entscheidenden Vorteile liegen in der hohen Messgenauigkeit und dem exakten linearen Messverhalten, was eine Kalibrierung des Sensors über Jahre hin vernachlässigbar macht [11]. Dies zeigten auch die Vorversuche die in Zusammenarbeit mit der Hochschule für Technik und Wirtschaft durchgeführt wurden (siehe Anhang).

Für die intraorale Messanwendung wurde der Miniaturkraftsensor Typ 9211 (siehe Abb.18 Technisches Datenblatt), der normalerweise seinen Einsatz in Spritzgussanlagen findet,

ausgewählt. Er eignet sich besonders gut für die Messung in der Mundhöhle, da der Sensor flüssigkeitsdicht und säureresistent gekapselt ist. Eine Desinfektion des gesamten Sensors mit alkoholischer Desinfektionslösung ist ohne weiteres möglich. Ausschlaggebendes Entscheidungskriterium war jedoch die mit 6 x 6 mm sehr kleine Bauform. Ein weiterer Vorteil ist die spezielle Konstruktion des Sensors, die ihn unempfindlich gegenüber extraaxial eingeleiteten Kräften macht. Prinzipiell wäre es möglich, direkt auf den Sensor aufzubeißen. Jedoch führt der geringe Durchmesser dazu, dass es zum unerwünschten Verkippen des Sensors kommt. Des Weiteren bereitet es Schwierigkeiten, den Sensor ohne Hilfsvorrichtungen exakt zwischen die Zahnreihen zu platzieren. Abhilfe schafft hier die neu entwickelte Haltepinzette für den Kistler Kraftsensor Typ 9211. Mit einer Gesamthöhe von 8 mm entspricht die Gesamtkonstruktion den Vorgaben für die Bissperrung. Die in die Metallplatten der Haltepinzette eingearbeiteten, passgenauen Vertiefungen hindern den Sensor am Verkippen. Wie die Versuche der Linearitätsprüfung gezeigt haben, bringt diese Konstruktion keine nennenswerte Verschlechterung der Messgenauigkeit. Bei den ersten Versuchen mit 15° zueinander geneigtem Antagonistenpaar zeigte die Konstruktion jedoch Schwächen, da es zu Kraftnebenschlüssen kam. Die zusätzlich in beiden Vertiefungen angelegten Entlastungsrillen lösen das Problem. Um dennoch auszuschließen, dass die Haltepinzette zu irgendwelchen Verfälschungen der Messergebnisse führt, wurden die für Kraftsensoren üblichen Linearitätsprüfungen an der Hochschule für Technik und Wirtschaft durchgeführt. Das Vorgehen entsprach einem standardisierten Prüfprotokoll, wie es zur Klassifikation von Kraftsensoren verwendet wird [85,98,106] (siehe Anhang: Belastungsmaschinen Protokoll K9213). Zum Einsatz kam dafür die Belastungsmaschine der Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes - Abteilung Mechatronik (siehe Abb. 20: Belastungsmaschine HTW Saarbrücken). Die Ergebnisse (siehe Anhang) erbrachten nur eine minimale Beeinflussung der Messergebnisse durch die Pinzette und bestätigten die hohe Messgenauigkeit des Sensors mit weniger als 1% Abweichung. Es konnte gezeigt werden, dass die über das Sensorgehäuse auftretenden Kraftnebenschlüsse durch die Rillen auf ein Minimum reduziert werden.

Da das direkte Aufbeißen auf die komplett aus Metall bestehende Konstruktion ein unangenehmes Beißgefühl auslöst, muss ein elastischer Puffer zwischen Zahn und Aufbissteil gebracht werden [102]. Vorversuche aus der Entwicklung der POWERSCAN I - Apparatur ergaben, dass ein lebensmittelechter PVC-Schlauch der Shore-Härte A70-80 ausreichend hoch belastbar ist und ein angenehmes Beißgefühl vermittelt.

Wie bereits schon zu Anfang erwähnt, stellt die Art der Signalaufbereitung einen entscheidenden Nachteil des Systems dar und macht das Messverfahren um ein Vielfaches kostenintensiver als Systeme mit Dehnungsmessstreifen. Es werden teure Ladungsverstärker und spezielle niederohmsche Kabel benötigt. Der für die Versuche

genutzte Einkanal-Ladungsverstärker Typ 5015A der Kistler Instrumente AG mit integrierter RS232-Schnittstelle ist ein Laborgerät für die Anwendung in Entwicklung und Forschung. Aufgrund der großen Bauform sollte bei der Weiterentwicklung des Messsystems darauf geachtet werden, dass diese Ladungsverstärkereinheit so kompakt wie möglich gehalten wird. Daran zu denken ist auch, die gesamte Auswerteelektronik zusammen mit dem Sensor in ein Handgehäuse zu integrieren. Eine weitere Idee wäre die direkte Anbindung des Sensors an einen PC; auch dies würde zu einem sehr kompakten Gesamtsystem führen. In den Punkten Kompaktheit und Anwendungskomfort bietet die Kistler-Apparatur ein großes Potenzial für die praxisgerechte Anwendung.

6.1.3 Anmerkungen zur POWERSCAN I - Apparatur

6.1.3.1 Erläuterungen zur Schaltung

Der Kraftaufnehmer stellt die Wandlereinheit der mechanisch eingeleiteten Kraft in ein elektrisch verwertbares Signal dar. Das ihm zugrunde liegende Konstruktionsprinzip ist ein Dehnungsmessstreifen (DMS). Bei dem Dehnungsmessstreifen handelt es sich um eine in Dünnschichttechnik auf eine dehnbare Membran aufgebrachte Widerstandsbrücke aus 4 Widerständen. Diese 4 meist aus Siliziumverbindungen bestehenden Widerstände ändern ihren Widerstand bei einer Formveränderung, d.h. bei Dehnung der Membran, auf die sie aufgebracht sind. Wie bereits BALTZER und KAUFMANN zeigten, eignet sich der Sensortyp für die indirekte Messung der Kaukräfte, jedoch zeigt ihre Entwicklung Schwächen in der mechanischen Kraftübertragung auf den Sensor. Der Messfehler betrug daher 10% [7]. Viele Anwendungen aus der Industrie beweisen jedoch, dass sich mit DMS-Sensoren hochpräzise Kraftmessungen durchführen lassen, wobei die Krafteinleitung einen entscheidenden Einfluss auf die Messgenauigkeit hat. Zu beachten ist daher, dass die Messung mit DMS auf zwei Arten erfolgen kann. Die Membran kann entweder direkt gedehnt werden, indem z.B. eine Flüssigkeit mit einem bestimmten Druck auf die Membran drückt, oder sie muss auf einen deformierbaren Festkörper aufgeklebt werden, der bei Krafteinwirkung die Formveränderung in eine Dehnung der Membran umwandelt [44, 61, 85, 92, 106].

Für die POWERSCAN I - Apparatur kam ein Speziälsensor zum Einsatz, der eine Mischform aus beiden Verfahren darstellt. Sein Dehnungsmessstreifen stellt eine kleine Edelstahldose dar, deren Boden die dehnbare Membran mit den Widerständen darstellt. Normalerweise findet diese Messdose Einsatz bei der Öldruckmessung im Automobilbereich. Sie ist ein millionenfach gefertigtes Standardbauteil und daher sehr günstig zu erwerben. Um aus

dieser Messdose für Flüssigkeitsdrücke einen Kraftsensor herzustellen, muss sie in einen speziell entwickelten Deformationskörper eingeschweißt werden. Diesen Transferschritt leistete die Firma Tecsis (Offenbach/Main), welche auf die Finite-Elemente-Berechnung (FEM) und Fertigung solcher Kleinserienkraftsensoren spezialisiert ist. Vorteil dieses Vorgehens ist ein im Vergleich zu den auf dem Markt erhältlichen DMS - Mikrosensoren ein um den Faktor 10 günstigerer Sensor mit kleiner Bauform und sehr guten technischen Daten. Dadurch wird das entscheidende Problem gelöst, die entwickelte Apparatur für einen erschwinglichen Preis anbieten zu können, da vergleichbare Sensoren im konventionellen Design bereits im Einkauf um die 1.000 Euro kosten. Ein wichtiges Kriterium zur Auswahl dieser Sensortyps war ebenfalls die geringe Empfindlichkeit gegenüber Temperaturschwankungen, wie sie beim Einbringen der Apparatur in die warme Mundhöhle auftreten.

Um im Detail die Neuerungen der Eigenentwicklung verstehen und diskutieren zu können, wird im Folgenden auf die Funktionsweise eingegangen. (Die nachfolgenden Erläuterungen beziehen sich auf die Schaltpläne im Anhang).

Da es sich bei einem Dehnungsmessstreifen um ein Bauelement handelt, das auf Dehnung seinen Widerstand ändert, muss es in eine elektronische Schaltung integriert werden. An die Widerstandsbrücke des Sensors wird eine Spannung von $U_B = 5\text{ V}$ (Schaltplan: IC5) angelegt, die häufig in der Literatur als Versorgungs- oder Betriebsspannung des Sensors bezeichnet wird [85, 106]. Aufgrund der Anordnung der Widerstände R1-R4 fällt bei U_A eine Differenzspannung im mV - Bereich ab, die sich proportional mit der auf den Sensor eingeleiteten Kraft ändert. Diese Differenzspannung stellt das Signal des Sensors dar. Bis zu diesem Punkt arbeitet auch der DMS – Sensor, der in der Entwicklung von PRAGAI zum Einsatz kam, nach dem gleichen Prinzip [83]. Eine entscheidende Neuerung ist in der Auswertung der Messdaten zu sehen, die durch die neu entwickelte prozessorgesteuerte Signalaufbereitung bewerkstelligt wird.

Das Sensorsignal wird über das Verbindungskabel ins Handgerät geführt. Dort registriert der Mikrocontroller Atmega 8 (Schaltplan IC1) die Änderungen der Differenzspannung und ordnet ihr Werte zu, die der an der Aufbissgabel anliegenden Kraft entsprechen. Für diesen Zweck hat der Mikrocontroller einen integrierten Analog-Digital Wandler (AD-Wandler) mit 10 bit Auflösung, der für ein Spannungsintervall von 0 - 2,56 V ausgelegt ist (Schaltplan IC1, Pin23). Das bedeutet, dass der AD-Wandler dieses Spannungsintervall in 1023 Quantisierungsintervalle zerlegt und diese internen digitalen Werten zuordnet. Dieser Transformationsschritt geschieht durch eine unter der Programmieroberfläche Bascom (Hersteller: AVR) programmierte Software (Siehe Anhang), welche auch für die Darstellung der Messwerte auf dem LCD-Display verantwortlich ist. Der Einsatz der Software stellt den entscheidenden Vorteil der mikrocontrollergestützten Auswertung gegenüber analogen

Auswerteschaltungen dar, wie sie PRAGAI verwendete [83]. Es ist daher möglich, durch das Programmieren spezieller mathematischer Algorithmen die Messgenauigkeit erheblich zu erhöhen und gegebenenfalls die graphische Darstellung des Messergebnisses individuell anzupassen.

Da die Widerstandsbrücke ohne Last keine Differenzspannung von 0 V liefert, sondern eine geringe Offsetspannung, ordnet die Software erst dem Quantisierungsschritt 23 (entspricht einer Spannung von 0,06 V am AD-Wandler) den Wert „F=0 N“ zu. Die weiteren Quantisierungsschritte bis 1023 werden fortlaufend bis „F=1000 N“ zugeordnet. Das Problem liegt nun darin, die vom Sensor gelieferte sehr kleine Differenzspannung so zu verstärken, dass bei Nulllast genau 0,06 V und bei 1000 N Krafteinwirkung genau 2,56 V am Mikrocontrollereingang anliegen. Das hierfür verwendete Bauteil ist der Instrumentenverstärker INA128 (Hersteller: Burr-Brown Products – Texas Instruments; Schaltplan IC7). Der Verstärkungsfaktor wird über ein angeschlossenes Potenziometer (Schaltplan R4) eingestellt und kann zur Kalibrierung der Apparatur verändert werden. Der Anfangswert wurde auf 87,15 Ω (siehe Anhang: Berechnung des Verstärkungswiderstandes) eingestellt. Da der Sensor auch ohne eine anliegende Kraft eine Offsetspannung von ca. 60 mV liefert, bietet der Instrumentenverstärker (Schaltplan IC7, Pin5) die Möglichkeit, eine Offsetspannung anzulegen. Diese liefert der Operationsverstärker OPA177P (Hersteller: Burr-Brown, Schaltplan IC8), der über den regelbaren Widerstand R2 steuerbar ist. Die mechanische Konstruktion macht es erforderlich, diesen Widerstand R2 vor jedem Messvorgang zu verändern, da das Aufsetzen des PVC-Schlauches auf die Aufbissteile zu unterschiedlichen Vorlasten führt. Aus diesem Grund ist R2 als schwarzer Drehknopf auf der Gehäusevorderseite zugänglich.

Erste Versuche mit der Apparatur zeigten, dass der Regelbereich jedoch nicht ausreichend ist. Da je nach eingestellter Bissperrung an der Aufbisssgabel die Vorlasten auch stärker schwanken können, wurden zusätzlich zwei weitere Potenziometer an Pin 1 und 3 von R2 in Reihe geschaltet, um den Regelbereich zu erweitern und die Empfindlichkeit des Drehknopfes zu regulieren. Diese beiden Verbesserungen erleichtern den Nullabgleich der Apparatur vor jeder Messung erheblich und reduzieren den Zeitaufwand auf wenige Sekunden.

Da es sich bei der vorliegenden Apparatur um einen Prototyp handelt, ist daran zu denken, bei der Weiterentwicklung zur Serienreife diese drei Potenziometer durch einen speziell auf die durchschnittliche Vorlast der Silikonschlauchteile abgestimmten Potenziometer zu ersetzen. Des Weiteren ist zu überlegen, ob der Nullabgleich nicht vollständig automatisiert wird. Dies wäre mit einem elektronisch gesteuerten Potenziometer umsetzbar, der über den Mikrocontroller angesteuert wird. Die Umsetzung dieser Idee bereits im Prototypen hätte die zeitlichen und finanziellen Mittel des Projektes überschritten.

Während des Messvorgangs registriert die Software den Maximalwert und zeigt ihn in der zweiten Zeile des LCD-Displays an. Die Anzeige des Maximalwertes ist ein ganz entscheidendes Hilfsmittel, um die Apparatur effizient am Patienten einsetzen zu können. Die Patientenversuche haben gezeigt, dass es nicht möglich ist, über den gesamten Messvorgang das Display zu beobachten, ohne den Patienten aus dem Auge zu verlieren. Soll die Apparatur ohne Anbindung an einen Computer betrieben werden, wodurch keine graphische Darstellung des Kraftverlaufes möglich wird, ist es schwierig für den Behandler, die maximale Kaukraft zu bestimmen. Durch die automatische Registrierung des Maximalwerts kann der Zahnarzt sich voll auf die Platzierung der Aufbissgabel im Mund des Patienten konzentrieren und den Maximalwert nach Abschluss der Messung ablesen. Um während des Messvorgangs diesen Wert wieder auf 0 N zu setzen, befindet sich auf der Gerätevorderseite der rote Tasterschalter. Dieser ist mit PIN1 des Atmega8 (IC1) verbunden. Das Drücken des Tasters verbindet PIN1 mit Masse und führt zu einem Neustart des Mikrocontrollers, wodurch alle programminternen Werte auf null gesetzt werden. Das Drücken des Tasters kommt also einem kurzzeitigen Ein- und Ausschalten des Gerätes gleich.

Um den Messwerteverlauf auch graphisch darzustellen und speichern zu können, ist die Kaukraftmessapparatur mit einer Computerschnittstelle ausgestattet. Der Atmega8 kann die vom AD-Wandler produzierten Digitaldaten direkt als serielle Daten an eine RS232 Schnittstelle weiterleiten, könnte also direkt mit einem PC verbunden werden. Das Problem, das sich daraus ergibt, ist ein sicherheitstechnisches. Das Handgerät wird ausschließlich aus zwei 9 V Blockbatterien mit Spannung versorgt. Diese 9 V werden durch 3 Spannungswandler in die benötigten +5 V und -5 V umgewandelt und sehr konstant gehalten. Diese Niedervoltspannungen sind für den Menschen unkritisch. Sollte es durch einen Defekt dazu kommen, dass die gesamten 9 V Versorgungsspannung an der Aufbissgabel anliegen, würde davon keine Gefährdung für Behandler oder Patient ausgehen. Anders stellt sich die Situation dar, wenn ein Computer, der mit 230 V Netzspannung betrieben wird, an die RS232 Schnittstelle angeschlossen wird. Im ungünstigsten Fall könnten dann 230 V Netzspannung an der Aufbissgabel anliegen und zu einer ernsthaften Bedrohung für Behandler und Patient werden. Um den Medizingeräterichtlinien gerecht zu werden, dürfen keine leitenden Verbindungen zwischen netzspannungsführenden Teilen und der eigentlichen Kaukraftmessapparatur bestehen. Sicherstellen kann man dies durch eine galvanische Trennung. Diese ist auf der zweiten etwas kleineren Platine und bewusst räumlich getrennt von der Auswerteelektronik untergebracht. Die galvanische Trennung wird durch zwei unterschiedliche Techniken realisiert. Die Spannungsversorgung der Platine wird induktiv getrennt, d.h. mit zwei Spulen, die sich im Bauteil Typ Sim1-0505DIL6 (Schaltplan2 IC3) befinden. Das digitale Signal, das über die RS232 Schnittstelle an den Computer

geschickt wird, wird durch den Optokoppler 6N137 (Schaltplan2 OK1) galvanisch getrennt. Durch diese beiden Maßnahmen sind PC und Messapparatur elektrisch sicher bis 1000V voneinander isoliert. Es wäre auch denkbar, auf die galvanische Trennung zu verzichten, indem die Datenübertragung auf den Computer per Funkübertragung umgesetzt würde. Dadurch besteht ebenfalls keine leitende Verbindung zwischen Kaukraftmessapparatur und Computer. Jedoch ist die Umsetzung dieser technischen Idee sehr aufwändig. Daher wurde sich für die Lösung mit der galvanischen Trennung entschieden.

6.1.3.2 Erläuterungen zur Software

Um die Messapparatur POWERSCAN I zur Erfassung von dynamischen Kraftverläufen einsetzen zu können, ist eine graphische Darstellung des Kraftverlaufs nötig. Dies kann vor allem sehr hilfreich sein, wenn die Apparatur für wissenschaftliche Zwecke eingesetzt wird. Aber auch für den praktizierenden Zahnarzt kann es hilfreich sein, eine genaue Darstellung des Kraftverlaufs zu erreichen. Dadurch ist es zum Beispiel möglich zu sehen, ob der Patient die Kraftspitzen durch impulsives Zusammenbeißen oder durch ein langsames Aufbauen der Kraft erreicht. So ist eine objektivere Beurteilung des gemessenen Wertes möglich. Diese Aufgabe erfüllt die in Zusammenarbeit mit der Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes entwickelte Software GESSNER-2 (siehe Anhang, Abb. 62). Sie ist unter der graphischen Programmieroberfläche Labview® (National Instruments, USA) programmiert, welche einen Standard in der Automatisierungstechnik darstellt und speziell auf die Auswertung von Messdaten und Maschinensteuerung ausgelegt ist. Im Folgenden wird ganz kurz auf die Funktionsweise der Software eingegangen, wobei sich die Erläuterungen auf das Flussdiagramm S. 119, Abb. 62 im Anhang beziehen. Der erste Knotenpunkt (blauer Knotenpunkt linke obere Ecke) stellt den Dateneingang dar. Hier erfasst die Software die über die RS232 Schnittstelle gelieferten Messdaten der POWERSCAN I - Apparatur. Im nächsten Schritt wandelt die Software die Messdaten in den Hexagonalcode um (sechs Byte Hexformat). Dadurch werden die Daten für den PC verwertbar aufgearbeitet. Durch die While - Schleife wird die Datenerfassung auf 1 ms begrenzt, so dass unabhängig von der Rechenleistung des PCs jede Millisekunde ein Messwert erfasst wird, was eine sehr dichte Abtastfrequenz ergibt. Zur graphischen Darstellung extrahiert die Software aus den Hexformatdaten wieder die Zahlen und stellt sie im endloslaufenden Diagramm (X-Achse=Zeit [s], Y-Achse=Kraft 0 - 1000 N [N]) dar. Bei den praktischen Versuchen hat sich gezeigt, dass die Taktung der Messwerterfassung von mehr als einer 1 ms zu einer Glättung der Messkurve führt. Dies könnte für den Anwender in der Praxis sinnvoll sein, da hier eine Darstellung sämtlicher Schwankungen der Kraft nicht erforderlich ist. Im Unterfenster als 2.

Knotenpunkt ist die Erfassung der Maximalkraft programmiert. Diese wird in einem gesonderten Fenster dargestellt. Als drittes Modul enthält die Software eine Option zur Speicherung der Daten. Um eine universelle Verwendbarkeit der gespeicherten Messdaten zu garantieren, werden alle erfassten Messwerte im Textformat abgespeichert. Dadurch wird es möglich, die Daten problemlos in EXEL[®] (Microsoft, USA) oder SPSS[®] zu exportieren und so statistischen Auswertungen zugänglich zu machen. Hierbei ergibt sich ein noch ungelöstes Problem. Da die Messwerterfassung jede Millisekunde einen Messwert registriert, häufen sich riesige Datenmengen an, die zu einer sehr unübersichtlichen Tabellendarstellung führen. Eine Möglichkeit zur Datenreduktion könnte eine Senkung der Abtastfrequenz auf 1 s sein. Jedoch bleiben dadurch viele Kraftspitzen unberücksichtigt. Eine sinnvolle Verbesserung wäre der Einsatz eines mathematischen Algorithmus, der dieses Problem löst. Um eine rationelle Arbeitsweise bei Erfassung der Messdaten zu gewährleisten, ist es möglich, direkt im Hauptfenster einen Dateinamen (z.B. Patientennamen) zu definieren und das Messergebnis per Klicken auf den Icon „Speichern“ zu sichern. Durch den modularen Aufbau der Software ist es möglich, bei Bedarf auf einfache Weise die Software zu modifizieren und dadurch speziell auf die Bedürfnisse der Anwendung z.B. in der Forschung anzupassen.

6.1.3.3 *Erläuterungen zur mechanischen Konstruktion*

Das direkte Aufbeißen auf den DMS-Kraftsensor der Firma Tecsis oder auch anderer Hersteller wäre theoretisch denkbar. Vorversuche zeigten jedoch, dass dies erhebliche Schwierigkeiten mit sich bringt. Das direkte Einbringen des Sensors in den Mund stellt ein hygienisches Problem dar. Der sehr empfindliche DMS muss wasserdicht gekapselt sein, um eine angemessene Desinfektion und Reinigung des Sensors zu erreichen. Bei der Produktrecherche fand sich kein DMS Sensor mit geeigneten Maßen, der die hygienischen Bedingungen erfüllte. Der einzige verfügbare Sensor für die direkte Messungen ist der Sensor der Kistler Instrumente AG, der Einsatz in der Kistler – Apparatur fand. Da aber eine der Entwicklungsvorgaben der niedrige Verkaufspreis der Apparatur war, zeigte es sich als sinnvoll, auch einen Entwicklungsansatz mit einem günstigen Sensor auszuarbeiten.

Die kleinsten auf dem Markt erhältlichen DMS-Sensoren mit 1000 N Belastbarkeit haben eine Bauhöhe von 6 mm. Jedoch können diese Sensoren nur exakt axial eingeleitete Kräfte genau messen. In diesem Punkt zeigt sich schon der entscheidende Unterschied der DMS-Sensoren gegenüber den piezoelektrischen Sensoren der Kistler Instrumente AG. Die DMS-Sensoren müssen also zusätzlich in eine mechanische Konstruktion eingebettet werden, die eine axiale Krafteinleitung sicherstellt. Geht man von 1000 N Maxialbelastungswerten aus,

erreicht dadurch auch ein Sensor mit 6 mm Bauhöhe ungünstige Abmaße von über 10 mm. Darüber hinaus macht der hohe Preis für Miniatur-DMS-Sensoren diese Vorgehensweise uninteressant, da dies keinen Kostenvorteil gegenüber dem Kistler-Sensor bringt.

Die von uns entwickelte Aufbisssgabel ermöglicht es, den Sensor extraoral zu platzieren und so eine Bissssperrung von 8 mm zu erreichen. Dadurch ist es möglich, den speziell für die Neuentwicklung entwickelten sehr preiswerten Sensor der Firma Tecsis einzusetzen. Den angenommenen Maximalbelastungswerten von 1.000 N trägt die massive Konstruktion der Aufbisssgabel Rechnung. Um hohe Messgenauigkeiten zu erzielen, muss sichergestellt werden, dass die beiden Hebelarme keiner relevanten Biegung und Torsion unterliegen. Dies führt beispielsweise bei der Apparatur von BALTZER und KAUFMANN zu der geringen Messgenauigkeit, da es durch die seitliche Krafteinleitung zur Torsion der gesamten Mechanik kommt [7]. Da eine Durchbiegung der beiden Gabelarme bei den gegebenen Dimensionsvorgaben nicht zu vermeiden ist, muss die Kraft in der Weise eingeleitet werden, dass es zur linearen Biegung der Kraftarme kommt. Die Verluste einer linearen Biegung sind zur Erhöhung der Messgenauigkeit mathematisch korrigierbar, im Vergleich zu einer Torsion, die nicht reproduzierbar ist [61]. Die Durchbiegung der Kraftarme hängt von der Dimensionierung ab und determiniert den geringst möglichen Abstand der Aufbissteile von 8 mm. Da jedoch bei 8 mm Aufbisshöhe der Kraftnebenschluss bereits bei 735 N eintritt, ist es durch Drehen an der Biss Höhenjustierschraube möglich, die Aufbisshöhe auf 9 oder 10 mm zu erhöhen und dadurch den Messbereich bis über 1.000 N zu erweitern. Werden für Forschungszwecke bewusst größere Aufbisshöhen benötigt, besteht auch die Möglichkeit, die standardmäßig verwendeten Aufbissteile gegen andere auszutauschen, die einen größeren interokklusalen Abstand ermöglichen (siehe Abb. 23a, Nr. 3). Zum Schutz der Zähne wird über die Aufbissteile ein elastischer PVC-Schlauch gestülpt. Damit werden zwei Konzepte verfolgt: Erstes werden höhere Kräfte erzielt, da wie bereits durch DIETZES festgestellt, das Beißgefühl einen entscheidenden Einfluss auf die erzielbaren Messwerte hat [102]. Zweitens wird die Formdiskrepanz zwischen den beiden planparallelen Aufbisflächen und der okklusalen Gestalt der Seitenzähne angeglichen, so dass Kraftspitzen auf Höcker reduziert werden und es zu einer gleichmäßigen Krafteinleitung auf den Zahn kommt. Das von HABER angesprochene Problem, dass zwei planparallele Aufbisplatten nur im spitzen Winkel zwischen die Backenzähne einzuführen sind, wodurch es zu einer Belastung der tragenden Höcker kommt, wird zwar durch den Silikonschlauch etwas abgemildert, stellt jedoch nach wie vor ein Problem dar [38]. Damit ist zu erklären, dass es beim Verfasser selbst in der Entwicklungsphase zu einer Höckerfraktur am Zahn 26 kam. Zu diesem Zeitpunkt wurde noch mit sehr weichen, nicht ausreichend hoch belastbaren PVC-Schläuchen experimentiert. Bei sehr hohen Kräften wird die Belastbarkeit des PVC-Schlauchs überschritten und es kommt zu einem direkten Kontakt der Höckerspitzen mit

dem Metall. Dadurch kam es zu einer Überbelastung des Höckers. Dies spielt eine Rolle bei Belastungswerten ab 300-450 MPa (N/mm²), da dies der Druckfestigkeit des Zahnschmelzes entspricht [58]. Der Vorfall zeigt die Wichtigkeit der sorgfältigen Auswahl des Aufbissmaterials. Der nun verwendete lebensmittelechte PVC-Schlauch der Shore-Härte A70-80 erfüllt diese Anforderungen an die Belastbarkeit und vermittelt ein angenehmes Beißgefühl. Dadurch kam es im weiteren Verlauf der Entwicklungsphase und den sich anschließenden klinischen Patientenversuchen zu keinen weiteren Zwischenfällen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse aus den Vorversuchen

Um eine Aussage über die Messgenauigkeit der beiden Kaukraftmessapparaturen machen zu können, muss eine Prüfung unter mundähnlichen Bedingungen am Modell durchgeführt werden. Dieses Vorgehen ist aus der Literatur bekannt. Da es sich bei der maximalen Kaukraft um keinen absoluten Wert handelt, der eindeutig am Patienten zu bestimmen ist und es keine bekannten Referenzmessgeräte gibt, kann die Messgenauigkeit der Apparaturen nicht direkt am Patienten bestimmt werden. Auch schon HABER, PRAGAI und STARK beschrieben den Nachweis der Messgenauigkeit durch das Anlegen einer definierten Kraft im Modellversuch [38, 83, 93, 102]. Die Simulation der realen Mundbedingungen wurde dabei mehr oder weniger realisiert. HABER betrieb bereits 1928 großen Aufwand in der Simulation der im Mund vorherrschenden Kraftwirkungen [38, 102]. In jüngster Zeit hat sich der Einsatz einer Universalprüfmaschine zur Bestimmung der Messgenauigkeit durchgesetzt [7, 68, 72, 73, 83, 88]. Da Schubmomente beim evozierten Zusammenbeißen eine Rolle spielen und durch extraaxiale Kraftvektoren zu Verfälschungen des Messergebnisses führen, sollten bei der Prüfung diese auftretenden Kräfte simuliert werden. Da es in der Literatur keine genauen Angaben zur Konstruktion einer praktikablen Vorrichtung für die Universalprüfmaschine gab, wurde eine neue Vorrichtung für die Zwick/Roell Universalprüfmaschine entwickelt. Sie besteht aus einem antagonistischen Zahnpaar aus einer Nichtedelmetalllegierung, welches auf einer Haltevorrichtung montiert ist. In ähnlicher Weise wurde die Prüfung auch von LEYKA durchgeführt, jedoch verzichtete er auf die anatomische Gestaltung der Kauflächen [62]. Die zusätzliche Möglichkeit, das Antagonistenpaar um 15° gegeneinander zu neigen, ermöglicht eine sinnvolle Nachahmung der beim Zubeißen entstehenden Schubmomente.

Da die Prüfungen der beiden Kaukraftmessapparaturen in analoger Weise durchgeführt wurden ist, es möglich, die Ergebnisse direkt miteinander zu vergleichen.

Dabei darf nicht außer Acht gelassen werden, dass es sich um zwei sehr unterschiedliche Messverfahren handelt. Aus den sich daraus ergebenden mechanischen und messtechnischen Eigenschaften der Apparaturen sind die Ergebnisse zu deuten. Bei der ersten Messreihe mit dem parallel angeordnetem Antagonistenpaar erreichte die Apparatur mit dem Kistler Sensor mit 0,68% den geringeren Fehler. Dies war auch zu erwarten, da es sich um eine direkte Krafteinleitung auf den Sensor handelt und keine mechanischen Verluste wie bei der POWERSCAN I - Apparatur auftreten. Darüber hinaus handelt es sich bei der Signalaufbereitung des Kistler-Sensors um eine großindustriell gefertigte, langjährig erprobte Einheit mit hoher Präzision. Es ist nicht auszuschließen, dass ein geringer Teil des Messfehlers bei der POWERSCAN I - Apparatur auch auf Bauteiltoleranzen zurückzuführen ist. Es ist daher anzunehmen, dass durch Verbesserung der Prototypenschaltung der Messfehler noch reduziert werden kann.

Vergleichen wir die Ergebnisse bei 15° zueinander geneigtem Antagonistenpaar, zeigt sich die Stärke der POWERSCAN I - Apparatur. Aufgrund der soliden mechanischen Konstruktion ist die Apparatur sehr unempfindlich gegenüber extraaxialen Kraftmomenten. Diese Kraftvektoren führen bei der Kistler-Apparatur zu einer deutlichen Verschlechterung des Messergebnisses. Betrachtet man die in der Mundhöhle vorherrschenden Gegebenheiten, treten jedoch während des Messvorganges Schubmomente auf, die als extraaxialer Kraftvektor auf die Messapparatur wirken. Es kann daher davon ausgegangen werden, dass die POWERSCAN I - Apparatur trotz einiger Toleranzen in der Signalaufbereitung einen geringeren Messfehler bei der klinischen Anwendung als die Kistler-Apparatur erzielt.

Die Ergebnisse zeigen jedoch auch, dass trotz der vorhandenen Schwächen mit jeder der beiden Apparaturen sehr präzise Messungen möglich sind, da der Messfehler weit unter dem geforderten maximalen Messfehler von 5 % liegt.

Vergleicht man die Werte mit Ergebnissen anderer Studien, gaben BALTZER und KAUFMANN 10% Messfehler als Stand der Technik unter den schwierigen Messbedingungen der Mundhöhle an [7]. Die Apparatur der Firma Nagano Keiki (Japan) erreicht nach Herstellerangaben höhere Messgenauigkeiten mit einem Fehler von unter 5% [50, 88]. In diesem Kontext kann die Messgenauigkeit beider neu entwickelter Apparaturen als gut bezeichnet werden. Kritisch zu werten ist jedoch die Tatsache, dass es kein einheitliches Prüfverfahren für Kaukraftmessapparaturen gibt, so dass die Ergebnisse nicht direkt vergleichbar sind. HABER beschrieb diesen Sachverhalt als Artikulations- und Kaudruckproblem, welches besagt, dass nur durch eine Standardisierung der Kaukraftmessung vergleichbare Werte erzielt werden können [38, 102]. Anzumerken ist jedoch, dass es von BERNKLAU auch viele begründete Kritikpunkte an HABERs Entdeckung gab. Diese sind darin begründet, dass er die Kaukraftmessung nach HABER

nicht als Verfahren zur Bestimmung der maximalen Kaukraft anerkennt. Nach BERNKLAUS Definition ist die maximale Kaukraft die maximale durch Muskelkontraktion zwischen den Zahnreihen erzeugbare Kraft. Daher sagt seiner Meinung nach die Kaukraftmessung von HABER nichts über die Muskelleistung des Patienten aus, sondern ist ein reiner Indikator für die Druckempfindlichkeit des Parodonts. Daher hängt die Höhe der gemessenen Werte nur vom Zustand des Parodonts sowie der Art der Krafteinleitung auf den Zahn ab und ist von sehr begrenzter zeitlicher Konstanz [9]. BERNKLAUS Meinung ist entgegenzusetzen, dass trotz der begründeten Kritik an der von HABER gewählten Nomenklatur und die starke Abhängigkeit der gemessenen Werte von der Messapparatur, die Kaukraftmessung auf Einzelzähnen reproduzierbare Ergebnisse hoher Genauigkeit liefert. Die gewonnenen Messdaten geben Auskunft über die Belastungsfähigkeit der Pfeilerzähne und lassen die auf die spätere Restauration wirkenden Kräfte abschätzen. Begründet ist seine Kritik in der Hinsicht, dass es sich bei den gemessenen Kaukraftwerten um zeitlich inkonstante Größen handelt. Dies ist dadurch zu erklären, dass der Zahnhalteapparat einem permanenten Umbauprozess unterworfen ist und sich ständig den vorliegenden Belastungswerten anpasst. Diese Beobachtung muss berücksichtigt werden, wenn Kaukraftwerte als Planungsgrundlage für prothetische Versorgungen herangezogen werden und macht es notwendig, dass ausreichende Sicherheitsfaktoren eingerechnet werden.

6.3 Diskussion der Ergebnisse aus der Lebensmittelprüfung

Da die Aufgabe der vorliegenden Arbeit die Entwicklung einer Kaukraftmessapparatur zur Planung vollkeramischer Brücken im CAD/CAM-Verfahren war, stellt die Lebensmittelprüfung eine sinnvolle Methode dar, die gewonnenen Messdaten zu interpretieren. Da es sich aus Patientenbeschreibungen zeigte, dass es oftmals durch das Aufbeißen auf einen festen Gegenstand zur Fraktur eines Zahnes oder einer Brücke kam, sollten die dabei auftretenden Kraftspitzen quantifiziert werden. Die durchschnittliche Kraft beim Aufbeißen auf ein Maiskorn von 796,5 N ist bereits als kritisch zu werten. Die durchgeführten Patientenversuche zeigten, dass Kaukräfte bis 1081 N ohne weiteres im Einzelfall auftreten können. Die meisten zur Zeit verfügbaren CAD/CAM-Systeme nehmen Kaukraftwerte von 250 N im Frontzahnbereich und 500 N im Seitenzahnbereich als Ausgangswerte für die Berechnung der Mindestquerschnittsfläche im Konnektorbereich an [1, 20, 27]. Die gewonnenen Daten aus der Lebensmittelprüfung lassen leicht erkennen, dass eine nach diesen Vorgaben konstruierte Vollkeramikbrücke beim Aufbeißen auf ein Maiskorn bei einem Patienten mit 900 N maximaler Kaukraft bereits frakturieren oder Schaden nehmen kann. Jedoch macht es auch keinen Sinn, die Konnektorstärken für jeden

Patienten derart voluminös und massiv zu konstruieren, dass die Brücke Belastungen bis 1000 N standhält, da dies mit Einbußen in der Ästhetik und Parodontalprophylaxe einhergeht.

6.4 Diskussion der Ergebnisse aus den Patientenversuchen

Die durchgeführten Messungen an den 42 Probanden dienten dazu, die Funktionsweise der beiden Apparaturen in der praktischen Anwendung zu erproben. Da eine statistische Analyse der Messdaten nach üblichen Verfahren bei der geringen Probandenzahl keinen Sinn ergibt und auch nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit darstellte, wurde auf eine analytische statistische Auswertung verzichtet. Die Auswertung der Messdaten umfasst deshalb nur eine deskriptive Beschreibung der Ergebnisse aus den einzelnen Testgruppen. Nützlich sind die Ergebnisse dennoch, z.B. für die Planung weiterführender Untersuchungen und Studien mit den entwickelten Apparaturen, da sie für diese als Pilotstudie dienen können.

Eindeutig geht aus den Ergebnissen hervor, dass es sich bei der Kaukraft um eine individuell stark schwankende Größe handelt. Vergleicht man die gewonnenen Ergebnisse mit Werten aus der Literatur, können viele Übereinstimmungen festgestellt werden. Wie von vielen Autoren beschrieben, konnten aus den Ergebnissen deutliche Unterschiede der Kaukraft zwischen den verschiedenen Bereichen der Zahnreihe festgestellt werden [48, 91]. Der Zusammenhang zwischen Geschlecht und Kaukraft konnte nicht eindeutig bestimmt werden; tendenziell lagen jedoch die Werte bei den männlichen Probanden höher. Dies entspricht den Beobachtungen von HELKIMO und FONTIJN, die eine durchschnittlich höhere Beißkraft bei männlichen Probanden zeigten, wobei der Unterschied bei natürlich Bezahnten größer war als bei Totalprothesenträgern [32, 46]. Der große Unterschied zwischen den einzelnen Testgruppen entspricht ebenfalls den Beobachtungen anderer Autoren, die einen eindeutigen Zusammenhang zwischen Kaukraft und Gebisszustand feststellen konnten [42, 46, 66, 69, 99, 111].

Aus der Reproduzierbarkeit der Messwerte zwischen den 3 Messterminen, der nur geringen Differenzen zwischen den Messergebnissen beider Messapparaturen und der Übereinstimmung der Messergebnisse mit den bekannten Literaturangaben, lässt sich schließen, dass beide Apparaturen auch unter klinischen Bedingungen verlässliche Messwerte liefern. Jedoch gibt es einige zu beobachtende Auffälligkeiten bei den Messergebnissen, die Ansatzpunkt für Verbesserungen sein können und im Folgenden diskutiert werden.

Die POWERSCAN I - Apparatur liefert im Durchschnitt um 3,3 % höhere Werte als die Kistler-Apparatur. Das kann dadurch erklärt werden, dass die Kistler-Apparatur

empfindlicher gegenüber extraaxialen Kräften ist, was sich bereits bei den Linearitätsprüfungen mit den um 15° zueinander geneigten Antagonistenpaaren gezeigt hat. Die Kraftnebenschlüsse am Sensor und der Haltevorrichtung sind ebenfalls eine Erklärung für die geringeren Messwerte. Durch weitere Verbesserungen an der Haltepinzette und am Sensor könnten diese Kraftnebenschlüsse eventuell noch reduziert werden.

Die POWERSCAN I – Apparatur zeigte hingegen größere Schwankungen der Messdaten als die Kistler-Apparatur. Diese Schwankungen treten auf, weil die Apparatur nicht bei jeder Messung gleich zwischen das Antagonistenpaar gesetzt werden kann. Dadurch wird die Hebelarmlänge der Aufbisssgabel minimal variiert und es kommt zu unterschiedlichen Messergebnissen. Die leicht schwankende Geometrie der PVC-Schlauchstücke, die daher rührt, dass diese von Hand zugeschnitten werden, könnte ebenfalls ein Grund für die etwas größeren Schwankungen sein. Beide Phänomene spielen bei der Kistler-Apparatur nur eine untergeordnete Rolle, da hier die Kraft direkt axial auf den Sensor eingeleitet wird.

Eine weitere Besonderheit zeigte sich bei den Messungen im Molarenbereich. Vergleicht man die registrierten Maximalwerte beider Apparaturen in diesem Zahnbereich, wurden mit der Kistler-Apparatur Werte bis 1081 N registriert, wohingegen die POWERSCAN I - Apparatur beim gleichen Patienten nur 723 N anzeigte. Eine Erklärung dafür ist der bei 720 N eintretende Kraftnebenschluss der POWERSCAN I - Apparatur bei 8 mm Aufbisshöhe. Bei allen Probanden, die Werte über die 700 N Grenze zeigten, wurde deshalb die Aufbisshöhe auf 9 mm erhöht. Mit 9 mm Aufbisshöhe ermöglicht die POWERSCAN I – Apparatur Messungen bis über 1000 N. Aus dieser Beobachtung zeigt sich der entscheidende Einfluss der Aufbisshöhe auf die maximale Kaukraft. Daher ist es sinnvoll unter Normalbedingungen mit nur 8 mm bzw. 8,5 mm Sperrung zu messen, um höhere Messwerte zu erreichen. Jedoch muss dann darauf geachtet werden, dass die Kraftschlusswerte als obere Grenze des Messbereichs eingehalten werden, da es sonst zu Verfälschungen des Messergebnisses kommt.

Den Einfluss des Abstandes der Zahnreihen zueinander auf die Kaukraft beschrieben auch HABER, HOWELL und ANDERSON sehr detailliert. Aus ihren Veröffentlichungen geht hervor, dass es durch Zunahme des interokklusalen Abstandes zu einer erheblichen Abnahme der Kaukraft kommt [4, 40, 49]. Ein weiterer Grund für diese Abweichungen könnte die etwas größere Bauform der POWERSCAN I - Apparatur im Vergleich zur Kistler-Apparatur sein. Dies führt gerade bei Messungen im Seitenzahnbereich zu einer Irritation der Mundwinkel. Da bei den Patientenbefragungen 20 Patienten dies als Nachteil der POWERSCAN I - Apparatur angaben, ist auch in diesem Punkt ein Nachteil zu sehen. Die sich daraus ergebenden Verbesserungen sollten darauf abzielen, die Aufbisshöhe weiter zu reduzieren, indem die Aufbisssgabel starrer gestaltet oder die Hebelarme verkürzt werden.

Die Irritation der Mundwinkel könnte durch eine grazilere Gestaltung der Aufbissteile erreicht werden.

Besser hat sich in dieser Hinsicht die Kistler-Apparatur bewährt. Ihre sehr kompakte Bauform wurde von der Mehrzahl der Probanden als sehr angenehm empfunden. 15 Probanden gaben jedoch ein unsichereres Aufbissgefühl an, da es leichter zum Verkippen der Apparatur komme. Eine exakte Positionierung der Apparatur zwischen den Zahnreihen ist daher vorzunehmen und durch den Zahnarzt während des gesamten Messvorganges zu kontrollieren. Erstaunlich ist, dass trotz dieser beschriebenen Unsicherheit die Messergebnisse nicht niedriger ausfielen als mit der POWERSCAN I - Apparatur. Dies wäre zu erwarten gewesen, wenn man davon ausgeht, dass das Beißgefühl einen entscheidenden Einfluss auf die Kaukraft hat, wie dies bereits von DIETZES beschrieben wurde [102].

Ebenfalls aus den Messergebnissen zu entnehmen ist, dass die Messgenauigkeit bei der POWERSCAN I – Apparatur im unteren Messbereich bis 200 N einen höheren Fehler aufweist, was wahrscheinlich auf konstruktionsbedingte Reibungsverluste zurückzuführen ist, die im unteren Messbereich stärker zum Tragen kommen. Darüber hinaus kann festgestellt werden, dass die Messwerte bis 400 N im allgemeinen tendenziell etwas zu niedrig angezeigt werden. Da die Messergebnisse eine Reproduzierbarkeit des Fehlers zeigen, erscheint es sinnvoll, die Messergebnisse unter 200 N mit einem Korrekturfaktor von 1,03 – 1,04 zu multiplizieren, um genauere Ergebnisse zu erzielen. Diese Korrektur könnte als weitere Verbesserung direkt in die Software des Mikrocontrollers integriert werden.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass beide Apparaturen ihre klinische Praxistauglichkeit bewiesen haben. Wiegt man die Vor- und Nachteile beider Apparaturen gegeneinander ab, erscheint die Kistler-Apparatur als das etwas geeignetere System zur Erfassung von Kaukraftwerten bei der Planung CAD geplanter Brückengerüste. Dies ist vor allem durch die besonders einfache Handhabung, die kompakte Bauform und den hohen Patientenkomfort zu erklären. Die POWERSCAN I – Apparatur bedarf noch einiger Verbesserungen, hat jedoch ebenfalls viele Vorzüge, die in der hohen Messgenauigkeit liegen und für den Einsatz in der Forschung sehr interessant sein können.

6.5 Kaukraftmessung als Grundlage für CAD

Der Einsatz und die Verbreitung von CAD/CAM – Systemen nimmt in der Zahnmedizin und Zahntechnik immer weiter zu. Dadurch steigt der Marktanteil der mit diesen modernen Systemen gefertigten Brücken stetig an [2, 6, 8, 10, 22, 41, 53, 64, 109]. Ein kritischer Faktor ist dabei trotz der permanenten Weiterentwicklung der Systeme immer noch die Konstruktion der Brückengerüste. Vor allem die Generierung der Konnektorbereiche beruht immer noch

auf den Konstruktionsprinzipien wie sie für die Erstellung von Brückengerüsten aus Metall gelten. Auf die erhöhten Anforderungen der Keramik gehen diese modernen Systemen daher nur sehr wenig ein. Das bedeutet im Klartext, dass die Systeme von einer kreisförmigen Konnektorengeometrie ausgehen, welche der Anwender in Form und Position etwas verändern kann [1, 20, 81, 82]. Die statisch optimale Form und Lage der Konnektoren kann auf diese Weise jedoch nur schwer erreicht werden. Bei dieser manuellen Erstellung von Keramikbrücken durch den Zahntechniker gibt die Software für die Konnektoren nur eine Mindestquerschnittsfläche vor [1, 20]. Das Design der Konnektoren wird durch den Zahntechniker selbst bestimmt, der sich durch sein Gefühl leiten lässt. ERDELTE zeigte jedoch in seiner Dissertationsschrift, dass gefühlsmäßig erstellte Konnektoren von ihrer maximalen Tragfähigkeit weit entfernt sind. Die in der manuellen Erstellung geforderte minimale Querschnittsfläche sagt wenig über die Tragfähigkeit des Brückengerüstes aus. Viel wichtiger ist es, das Flächenträgheitsmoment, den Verlauf der Neutrallinie und das daraus resultierende Widerstandsmoment der Konnektoren zu betrachten [27]. Äußerst nachteilig daran ist zu bewerten, dass trotz Einsatz modernster Technik einfachste Konstruktionsprinzipien außer Acht gelassen werden. Dadurch werden die Möglichkeiten der CAD / CAM Technologie nicht optimal ausgeschöpft.

Zweiter entscheidender Kritikpunkt an den zurzeit verwendeten Konstruktionsprogrammen ist die Tatsache, dass Mittelwerte der in der Mundhöhle wirkenden Kaukräfte als Grundlage für die Konstruktion herangezogen werden.

Die meisten zurzeit verwendeten Konstruktionsrichtlinien gehen von 250 N Kaukraft im Frontzahnbereich und bis zu 500 N im Seitenzahnbereich aus [1, 20, 27]. Die hier vorliegende und viele andere Veröffentlichungen zeigten jedoch bereits, dass es sich bei der Kaukraft um eine sehr variable und individuelle Größe handelt. Wie die Patientenversuche zeigten, sind Werte bis über 1000 N möglich. Diese Beobachtung wird auch durch diverse Angaben aus der Literatur gestützt [25, 56]. Um den Zahnarzt und Zahntechniker in die Lage zu versetzen, ihre Arbeit von der gefühlsmäßigen Betrachtung zu trennen und reproduzierbare Gestaltungsrichtlinien an die Hand zu bekommen, ist es notwendig, die Konnektoren nach individuell am Patienten bestimmten Kaukraftwerten und den gegebenen anatomischen Vorgaben zu errechnen. Die von ERDELTE entwickelte Software zur datenbankgestützten Berechnung und Design von Brücken geht dabei in die richtige Richtung. Die von ihm entwickelten Gestaltungsrichtlinien gehen über die Angabe einer Querschnittsfläche hinaus und beschäftigen sich mit der optimalen Form und der optimalen Lage der Konnektoren. Dadurch wird der Zahntechniker bereits in die Lage versetzt, ästhetische und parodontalhygienische Brückengerüste mit einer höheren Tragfähigkeit zu erstellen [27]. Jedoch berücksichtigt auch dieses System nicht die individuelle Kaukraft. Die Integration der individuellen Kaukraftmessung in ein weitestgehend auf Finite-Element-

Berechnungen gestütztes Entwicklungssystem für Brücken kann der entscheidende Schritt sein, weg von einer auf das Gefühl des Zahntechnikers gestützten Konstruktion vollkeramischer Restaurationen hin zu auf statischen Berechnungen basierenden, individuellen Konstruktionen mit erhöhter Planungssicherheit.

7 Literaturübersicht

- 1 3M ESPE: Benutzerhandbuch LAVA System
3M ESPE Dental Medizin (2001)
- 2 AHLMANN, D.: Acht Jahre Erfahrung mit dem DCS – Frässystem
Quintessenz Zahntechnik 26: 1015 (2000)
- 3 AKCA, K., UYSAL, S., CEHRELI, M.C.: Implant-tooth-supported fixed partial
prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone
reactions
Clin. Oral. Impl. Res. 17: 331-336 (2006)
- 4 ANDERSON, D.J.: A method of recording masticatory loads
J.dent.Res. 32 : 785 (1953)
- 5 ARNONE, O.: Dinamometro Oris
La Stomatologia 1: 104 (1906)
- 6 BALTZER, A., KAUFMANN-JINOIAN, V.: Cerec inLap
Dent Lab. 49: 901 (2001)
- 7 BALTZER, A., KAUFMANN, V.: Beurteilung von Kaukräften
Cerec CAD/CAM Technik 10: 1-18 (2002)
- 8 BECKER, J.: CAD/CAM in der Zahnmedizin – Teil II
ZWR 105: 188 (1996)
- 9 BERNKLAU, K.: Kaudruckmessung ein Problem
Zeitschrift für Stomatologie 20: 1254-1273 (1932)
- 10 BIENIEK, K.W., BRAUNER, A.: Klinische Evaluation von computergestützt
erstellten ästhetischen Zahnrestaurationen aus Keramik
ZWR 101: 940 (1992)
- 11 BILL, B.: Messen mit Kristallen: Grundlagen und Anwendung der
piezoelektrischen Messtechnik
Verl. Moderne Industrie, Landsberg/Lech, 2. Auflage, S.6ff (2002)
- 12 BLACK, G.V. : Extracts from the last century. Susceptibility and immunity by
dental caries by G.V. Black
Br Dent J. 7: 15 (1981)
- 13 BOOS, R.H.: Intermaxillary relation established by biting power
J Am Dent Assoc. 27: 1192 (1940)
- 14 BORELLI, A.: De motu animalium
Rom, Jesuitenschule (1681)
- 15 BRAWLEY, R.E., SEDGWICK, H.J.: Instruments for measuring biting force
Am. J. Orthodontics 24: S. 256 (1938)
- 16 BREKHUS, P.J., ARMSTRONG, W.D., SIMON, W.G.: Stimulation of the muscles
of mastication.
J Dent Res., 1941, S.87-92

- 17 CARLSSON, G.E.: Bite force and chewing efficiency
Front-Oral-Physiol. 1: 265-292 (1974)
- 18 CARLSSON, G.E.: Masticatory efficiency: the effect of age, the loss of teeth and
prothetic rehabilitation
Int-Dent-J. 34: 93-97 (1984)
- 19 COOLIDGE, E. D.: The thickness of the human periodontal membrane
J. Amer. Dent. Ass. 24: 1260 (1937)
- 20 DCS: Wissenwertes rund um ein bewährtes CAD/CAM-System
DZW-ZahnTech. 26: 107 (2002)
- 21 DIETZ, P.: Die Funktion einer nicht operierten Pseudarthrose des Unterkiefers
Tübingen, Dissertation (1921)
- 22 DUREK, B., BLOUIN, J.L., DURET, B. : CAD/CAM in dentistry
J Dent Assoc 117: 715 (1988)
- 23 DUYCK, J., DE COOMAN, M., PUERS, R.: Threedimensional force
measurements on oral implants: a methodological study
J. Oral Rehabil 27: 744-753 (2000)
- 24 ECKERMANN, A.: Physiologische Bedeutung der Kieferbelastung und ihre
Ermessung
Dtsch. Monatsschr. f. Zahnheilk. 29: 681 (1911)
- 25 EICHNER, K.: Messung der Kräfte bei Kauvorgängen
Dtsch zahnärztl Z. 18: 915-924 (1963)
- 26 EICHNER, K.: Handatlas der zahnärztlichen Prothetik, Bd. I und II
Hanser, München (1967)
- 27 ERDELT, K. J.: Entwicklung einer integrierten, datenbankgestützten
Entwicklungsumgebung (CAD/FEM) zur Berechnung und Design von
vollkeramischen Brücken
Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität zu München (2003)
- 28 ESCHLER, J.: Die geweblichen Veränderungen des Parodontiums nach
kontinuierlicher Belastung der Zähne nebst Bemerkungen zur Ursache der
Resorption des Knochengewebes
Z. mikr.-anat. Forsch. 58: 958 (1952)
- 29 FICK, R: Handbuch der Anatomie und Mechanik von Gelenken, 2. Teil
Allgemeine Gelenk- und Muskelmechanik
Fischer, Jena (1904)
- 30 FLOYSTRAND, F., KLEVENT, E., OILO, G.: A novel miniature bite force recorder
and its clinical application
Acta Odont Scan. 24: 209-214 (1982)
- 31 FLOYSTRAND, F., ORSTAVIK, J.F.: Retention of complete maxillary denture
measured as resistance against unilateral occlusal loading
Acta Odont Scan. 42: 29-36 (1984)
- 32 FONTIJN-TEKAMP, F.A.: Bite force with mandibular implant-retained

- overdentures
J Dent Res 77: 1832-1839 (1998)
- 33 FREESMEYER, W. B., STEHLE, Ch. M.: Zur Biomechanik der Kiefergelenkbewegung
Dtsch. zahnärztl. Z. 43: 199-208 (1988)
 - 34 FRÖHLICH, E.: Entwicklung und Morphologie der Weichgewebe des Parodontiums
Dtsch. zahnärztl. Z. 7: 221 (1953)
 - 35 GARRETT, N.R., KAPUR, K.K.: Effekt of improvements of poorly fitting dentures and new dentures on patient satisfaction
J Prothet Dent 76: 403-413 (1996)
 - 36 GÖPFERT, H., GÖPFERT, C.: Die Restaktivität in der ruhenden Muskulatur des Mundes und des Kauapparates
Dtsch. zahnärztl. Z. 9: 357 (1954)
 - 37 GYSI, A: Studies on the leverage problem of the mandible
Dental Digest 27: 74 (1921)
 - 38 HABER, G.: Kaudruckmessapparate Teil 1-3
ZR 7: 115-117; 8: 125-129; 9: 143-145 (1926)
 - 39 HABER, G.: Die Parodontosen, insbesondere die sogenannte Alveolarpyorrhoe in ihrer Beziehung zum Kaudruck- und Artikulationsproblem.
Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 18: 470 (1926)
 - 40 HABER, G.: Kaudruckmessung und ihre Notwendigkeit in der zahnärztlichen Praxis Teil 1+2
ZR 13: 506-511; 14: 540-546 (1928)
 - 41 HAMMER, P.: Wer hat Angst vor CAD und CAM ?
Dent Lab. 49: 509 (2001)
 - 42 HARALDSON, T., KARLSSON, U., CARLSSON, G.E.: Bite force and oral funktion in complete denture wearers
J Oral Rehabil. 6: 441-448 (1979)
 - 43 HÄUPL, K., REICHBORN-KJENNERUD, J.: Zahnärztliche Kronen- und Brückenarbeiten
Meiser, Leipzig (1938)
 - 44 HAUPTMANN, P.: Sensoren – Prinzipien und Anwendung
Carl Hanser Verlag, München, S.14ff (1990)
 - 45 HEATH, M.R.: The effect of maximum biting forces and bone loss upon masticatory function and dietary selection of the elderly.
Int Dent. J 32: 345-356 (1982)
 - 46 HELKIMO, E., CARLSSON, G.E., HELKIMO, M.: Bit force and state of dentition
Acta Odont Scan. 32: 279-303 (1977)
 - 47 HELKIMO, E., CARLSSON, G.E., HELKIMO, M.: Chewing efficiency and state of dentition

- Acta Odont Scan. 36: 33-41 (1978)
- 48 HESSEL, J.: Belastbarkeitsmessung an Molaren und Prämolaren in Abhängigkeit von Wurzelform und Einbetttiefe
Dissertation, Köln (1978)
 - 49 HOWELL, A.H., MANLY, R.S.: An electronic stain gauge for measuring oral Forces
J.Dent Res. 17: 750 (1948)
 - 50 KAMEGAI, T., TATSUKI, T., NAGANO, H.: A determination of bite force in northern Japanese children
European J. of orthodontics 27: 53-57 (2005)
 - 51 KAPUR, K.K., SOMAN, S.D.: Masticatory performance and efficiency in denture wearers.
J Prosthet Dent. 14: 687-694 (1964)
 - 52 KAPUR, K.K.: Studies of biologic parameters for denture design. Part I: Comparison of masseter muscle activity during chewing of crisp and soggy wafers in denture and dentition groups.
J Prosthet Dent. 33: 242 (1976)
 - 53 KERN, K., MEHL, A.: Neue Perspektiven für CAD/CAM in der Zahnheilkunde.
Quintessenz Zahntechnik 28: 1244 (2002)
 - 54 KÖHLER, L.: Problem of retrusive occlusion
ZWR 25: 468-470 (1950)
 - 55 KÖRBER, K.H.: Kybernetisch-regeltechnische Analyse des Kausystems
Dtsch. zahnärztl. Z. 25: 192 (1970)
 - 56 KÖRBER, K.-H., LUDWIG, K.: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen.
Dent Lab 32: 55 (1983)
 - 57 KÖRBER, K.H.: Myografie und Biomechanik des Kausystems
Dtsch. zahnärztl. Z. 48: 532-539 (1993)
 - 58 KÖRBER, K.: Zahnärztliche Prothetik
Thieme, Stuttgart, 4. vollständig überarb. Aufl., S. 5, S. 59-61 (1995)
 - 59 KÜHL, W. , TABATA, T.: Angewandte Morphologie der Zähne
Hanser Verlag, München (1968)
 - 60 LEHMANN, K.M.: Zahnärztliche Propädeutik
Urban und Fischer, München (2005)
 - 61 LENK, A.: Elektromechanische Systeme Bd.3
Verlag Technik, Berlin (1975)
 - 62 LEYKA, A.: Veränderung der Beißkraft nach Erneuerung oder Unterfütterung totaler Prothesen
Dissertation, Justus-Liebig-Universität Gießen (2001)
 - 63 LÖFBERG, P.G.: Metodstudie för mätning av tuggtryck

- Svensk. Tandlāk. T. 53: 325-335 (1960)
- 64 LUTHARD, R., RUDOLPH, H., SANDKUHL, O., WALTER, M.: Aktuelle CAD/CAM- Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz Teil I ZWR 110: 747 (2001)
 - 65 MANLY, R.S., BRALEY, L.C.: Masticatory performance and efficiency J Dent Res. 29: 448-462 (1950)
 - 66 MANLY, R.S., VINTON, P.: A survey of the chewing ability of denture wearers J Dent Res. 30 : 314-321 (1951)
 - 67 MAURER, P., PISTNER, H., SCHUBERT, J.: Computergestützte Kaukraftanalyse bei Patienten mit Unterkieferkontinuitätsresektionen Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie 10: 37-41 (2005)
 - 68 MERICSKE-STERN, R., PIOTTI, M., SIRTES, G.: 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study Clin. Oral Implants Res. 7: 387-396 (1996)
 - 69 MIYAURA, K. : Comparison of biting forces in different age and sex groups: a study of biting efficiency with mobile and non mobile teeth J Oral Rehabil. 26: 223-227 (1999)
 - 70 MORELLI, G.: Über Kaudruck Wiener Vierteljahrsschrift für Zahnheilkunde Heft 4 (1920)
 - 71 MORIYA, Y., TUCHIDA, K.: The influence of craniofacial form on bite force and EMG activity of masticatory muscles: Bite force of complete denture wearers J-Oral-Sci. 41: 19-27 (1999)
 - 72 MORNEBURG, T.R., PROSCHEL, P.A.: Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int. J. Prosthodont 15: 20-27 (2002)
 - 73 MORNEBURG, T.R., PROSCHEL, P.A.: In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency Int. J. Prosthodont 16: 481-486 (2003)
 - 74 MÜHLEMANN, H. R.: Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit Schweiz. Mtschr. Zahnheilk. 61: 1-67 (1951)
 - 75 MÜHLEMANN, H. R.: 10 Years of tooth-mobility measurements J. Periodont. 31: 110 (1960)
 - 76 MÜLLER, M: Grundlagen und Aufbau des Artikulationsproblems im natürlichen und künstlichen Gebisse Klinkhardt Verlag, Leipzig (1925)
 - 77 MÜLLER, A.G.: Über Kaudruck und Zahnschmerzhaftigkeitsdruck Zahnärztl. Rdsch. 38: 1785 (1928)
 - 78 OTTL, P.: Messung der Kaukraft durch Druckmessfolien mit digitaler Bildverarbeitung

- Dtsch. zahnärztl. Z. 47: 266-268 (1992)
- 79 PARFITT, G.J.: Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction
J. dent. Res. 39: 608 (1960)
- 80 PARFITT, G.J.: The dynamics of a tooth in function
J. Periodont. 32: 102 (1961)
- 81 POSPIECH, P., RAMMELSBERG, P., UNSÖLD, F.: A new design for all-ceramic resin-bonded bridges.
Quintessence Int 27: 753 (1996)
- 82 POSPIECH, P.: Keramik – Vollkeramik, Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin
3M ESPE AG (2004)
- 83 PRAGAI, G.: Die Quintessenz der Basis- und Oberflächengestaltung für die Unterkiefer Totalprothese
Quintessenz-Verl., Berlin, S.64 (1988)
- 84 RICHTER, E.J.: In vivo vertical force on implants
Int J Oral Maxillofac Impl. 10 : 99-108 (1995)
- 85 RICHTER, W., Grundlagen der elektrischen Messtechnik.
Verlag Technik, Berlin, S.15 ff (1985)
- 86 RIECHELMANN, O.: Beitrag zur systematischen Prothetik
Meusser-Verlag, Berlin, S.14 (1920)
- 87 ROSENTHAL, D: Über die Kaukräfte
Erlangen (1895)
- 88 SAKAGUCHI, M., ONO, N., TURUTA, H.: Development of new handy typ occlusal force gauge [in Japanese]
Journal of Medical Electronics and Biological Engineering 34: 53-55 (1996)
- 89 SCHRÖDER, H. E.: Orale Strukturbiologie
Thieme Verlag, Stuttgart, 4. Auflage (1992)
- 90 SCHWICKERATH, H.: Vollkeramische Brücken – Gerüste aus Kern- und Hartkernmassen
dental-labor 36: 1081-1083 (1988)
- 91 SCHWICKERATH, H.: Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz
dental-labor 9: 1501-1506 (1992)
- 92 SHOJI, S., NISASE, T.: Fabrication of an Implantable Capacitive Type Pressure Sensor
Proc. 4th Int. Conf. Solid, Tokio (Jp), S.305 (1987)
- 93 STARK, H. , WEFERS, K.P.: Untersuchungen zum Gebrauchswert von Prothesenhaftcreme.
Quintessenz J. 49: 991-997 (1998)
- 94 SZABO, J.: Über Kaudruckmessung

- ZR 7: 245-249 (1928)
- 95 THOLUCK, H. J.: Der Kaudruck
Deutsche Zahnheilkunde 59: 43-46 (1923)
- 96 TILLMANN, B., TÖNDURY, G.: Anatomie des Menschen, Bd.1
Bewegungsapparat – Gelenklehre
Thieme, Stuttgart (1987)
- 97 TINSCHERT J., DOOSE, B., FISCHER, H.: Seitenzahnbrücken aus hochfester
Strukturkeramik
Dtsch Zahnärztl Z. 54: 545-550 (1999)
- 98 TRÄNKLER, H.R., Technisches Messen
Technik Verlag, S.343 (1983)
- 99 TSUGA, K.: Self-assessed masticatory ability in relation to maximal bite force
and dental state in 80-year-old subjects.
J Oral Rehabil. 25: 117-124 (1998)
- 100 TZAKIS, M.G., OSTERBERG, T. , CARLSSON, G.E.: A study of some
masticatory functions in 90-year old subjects
Gerodontology 11: 25-29 (1994)
- 101 UCHIDA, T.: Study on evaluation of masticatory function of complete denture
wearers-factors influencing masticatory function and proper test foods for
evaluation
Kokubyo-Gakkai-Zasshi. 58: 182-197 (1991)
- 102 UHLIG, H.: Über die Kaukraft
Dtsch Zahnärztl Z. 8: 30-45 (1953)
- 103 v. BORCKE, U., HINI, P.: Moderne Sensorsysteme
Siemens Zeitung 47: 491 (1974)
- 104 WENNSTRÖM, A.: Psychophysical investigation of bite force. Part II: Studies in
individuals with full dentures.
Swed Dent. J. 64: 821 (1971)
- 105 WENNSTRÖM, A.: Psychophysical investigation of bite force. Part IV: A clinical
assessment of bite force in patients with full dentures.
Swed Tandlakaretidskrift. 65: 185 (1972)
- 106 WIEGLEB, G.: Sensortechnik
Franzis-Verlag, München (1986)
- 107 WILD, W.: Funktionelle Prothetik
Benno Schwabe Verlag, Basel (1950)
- 108 WILLIAMS, W.N.: Bite force discrimination by individuals with complete denture.
J Prosthet Dent. 54: 146-150 (1985)
- 109 WITKOWSKI, S.: Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das
zahntechnische Labor.
Quintessenz Zahntechnik 28: 347 (2002)

- 110 WORNER, H.K.:
Australien J. Dent. 43: 381 (1939)
- 111 ZAMACONA, J.M., KUTZ, R.: Analysis of occlusion and stability in complete
dentures.
Cah-Prothese. 75: 29-35 (1991)
- 112 Prospekt Kraftsensoren, Tecsis GmbH, Offenbach/Main, S.19
- 113 Prospekt Fujifilm Prescale[®], Fujifilm U.S.A., Inc.
- 114 Prospekt Tecscan, T-Scan II[®], Tecscan Co., Boston, USA

Berechnung des Verstärkungswiderstandes

(für Widerstand R4 – INA 128P)

Geg.:

$U_{\text{Bat}} = 5\text{V}$

$U_{\text{Ref}} = 2,56\text{ V}$

$C_n = 1,2\text{ mV/V}$ (Brückenspannung bei Maximallast)

Auflösung AD-Wandler: 10bit (entspricht 1023 Quantisierungsschritten inc. 23 für Offset)

mechanisches Übersetzungsverhältnis der Aufbissgabel: $\ddot{U} = 1,8125$

Belastungsgrenze des Sensors: $F_{\text{max}} = 2500\text{N}$

Messbereich: 0N – 1000N bei einer Quantisierung von 1N

Offsetspannung: $U_{\text{offset}} = 60\text{mV}$

Ges.:

Verstärkungsfaktor G

Verstärkungswiderstand R_g

Brückenspannungszunahme pro Quantisierungsschritt

Lsg.:

1. Brückenspannung bei Maximalbelastung des Sensors

$$U_{\text{bmax}} = U_{\text{bat}} * C_n = 5\text{V} * 1,2\text{ mV/V} = 6\text{mV}$$

2. Maximal zulässige Kraft auf die Aufbissgabel

$$F_{\text{MaxBei\ss}} = F_{\text{max}} / \ddot{U} = 2500\text{N} / 1,8125 = 1379,31\text{N}$$

3. Brückenspannung beim definierten Messbereichsendwert von 1000N

$$1379,31\text{N} = 6\text{mV}$$

$$1000\text{ N} = 4,35\text{mV}$$

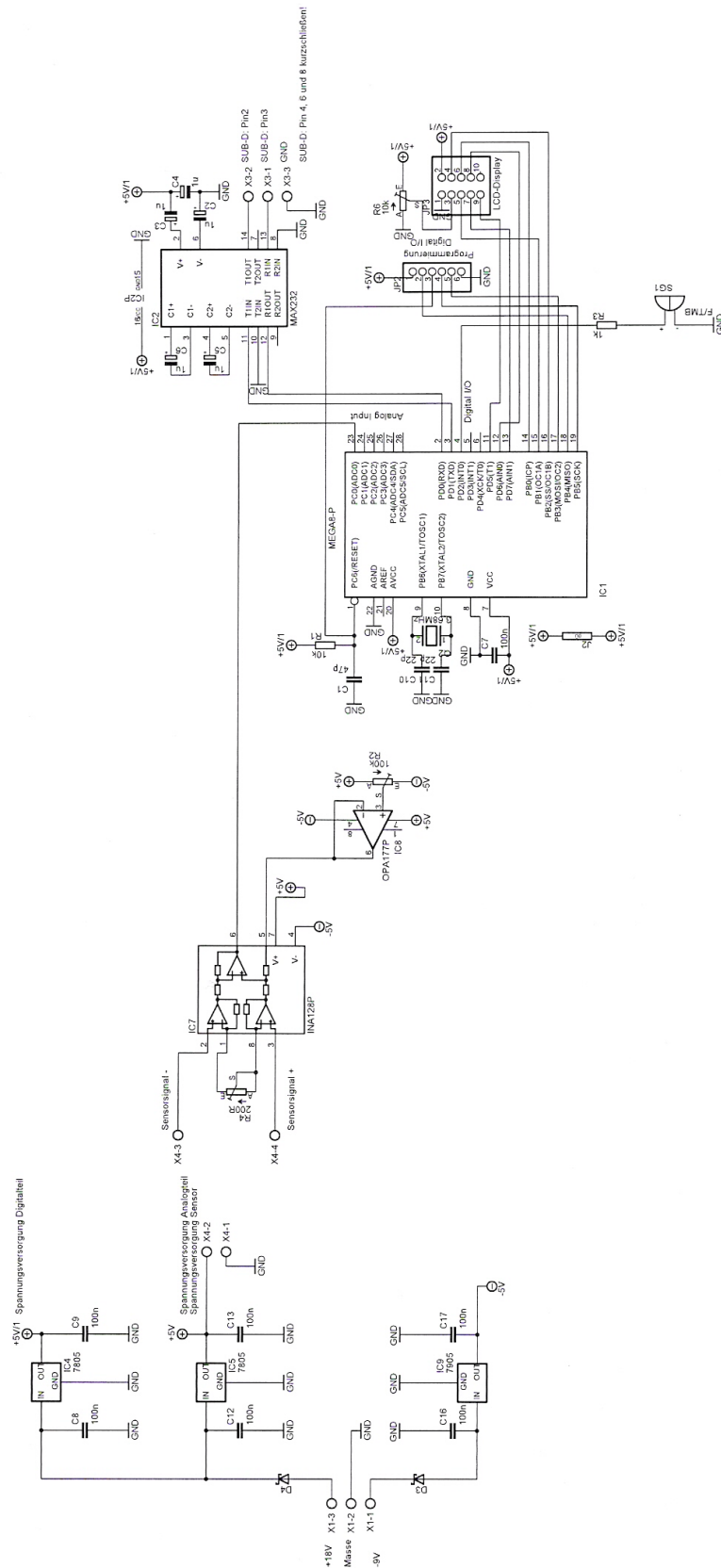
4. Eine Brückenspannungsintervall von 4,35mV muss auf ein 2,5V -Intervall am Mikrocontrollereingang verstärkt werden

$$G = 2,5\text{ V} / 4,35\text{ mV} = 574,7$$

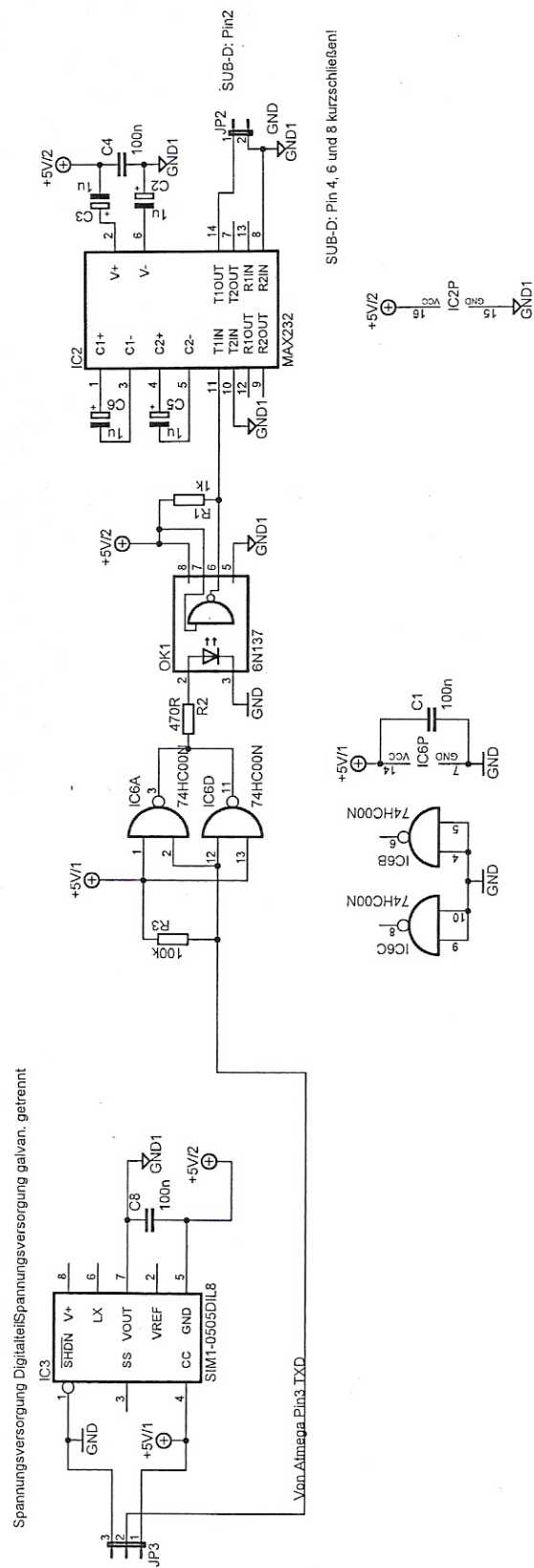
Formel Verstärkungswiderstand für INA128

$$R_g = 50\text{K}\Omega / G - 1 = 50\text{K}\Omega / 574,7 - 1 = \underline{\underline{87,15\Omega}}$$

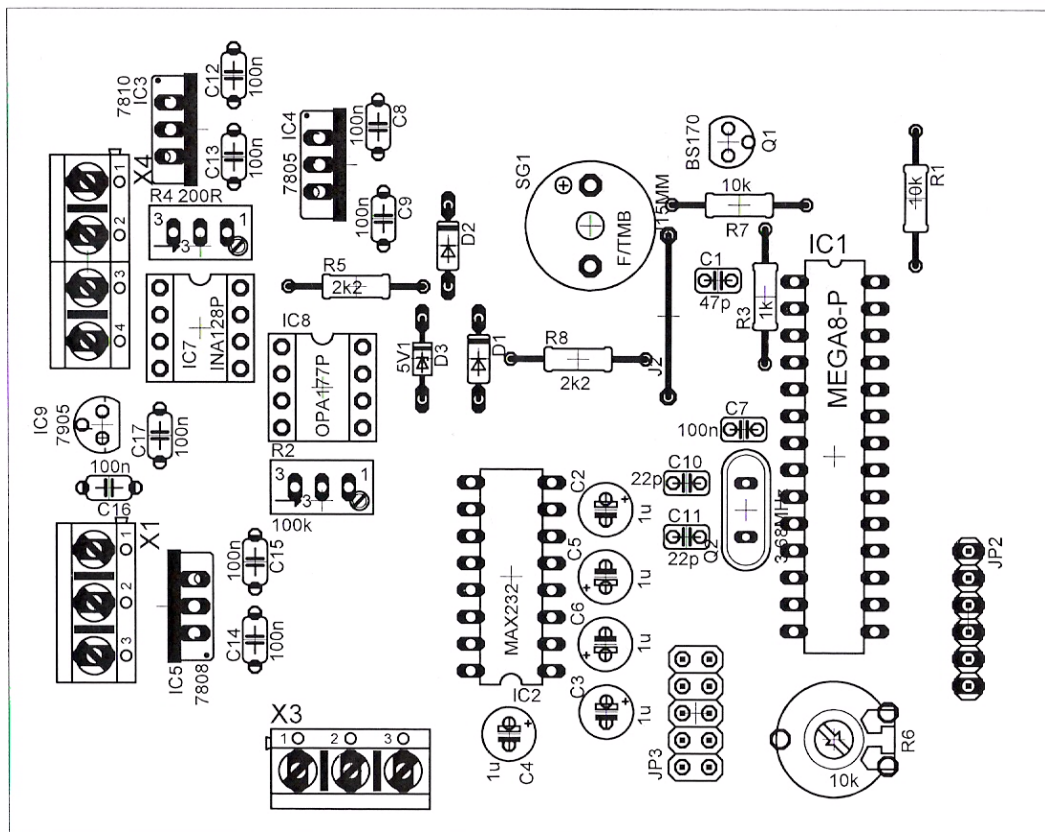
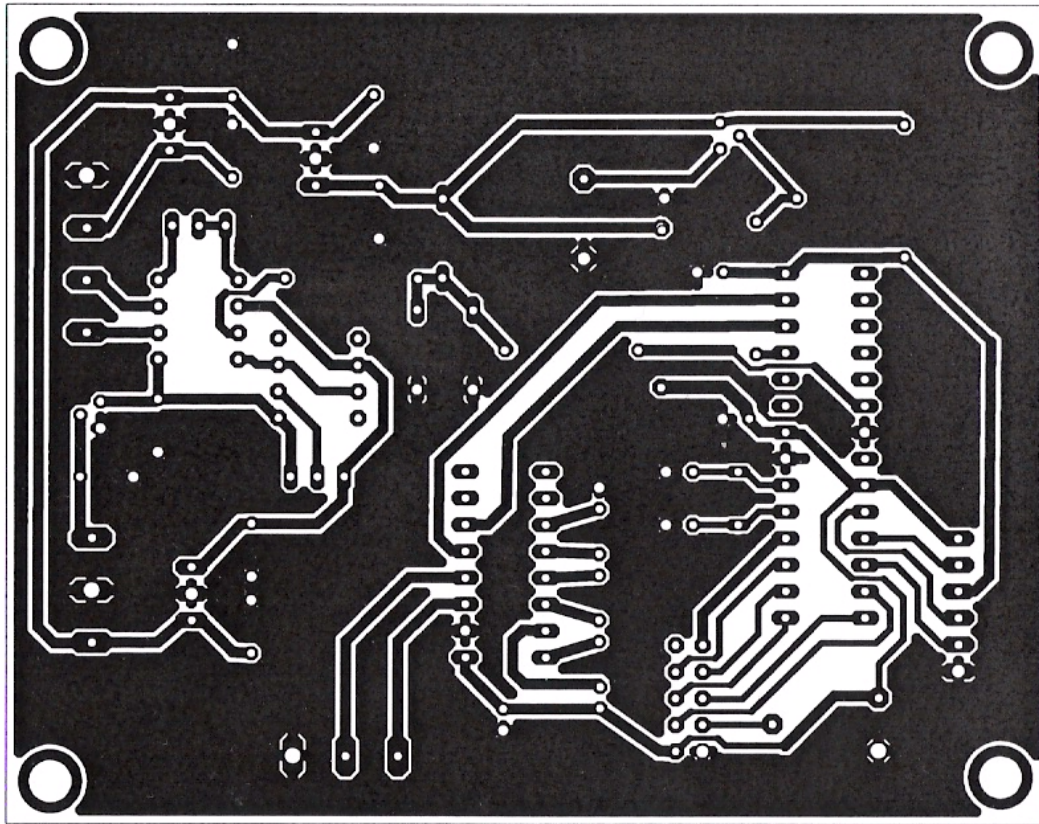
Schaltplan 1 – Auswerteelektronik und RS232-Schnittstelle



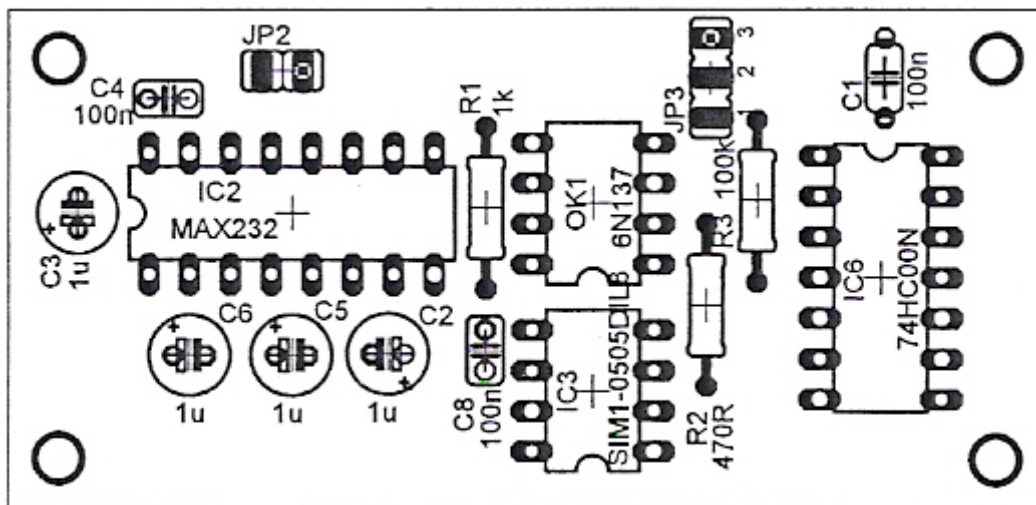
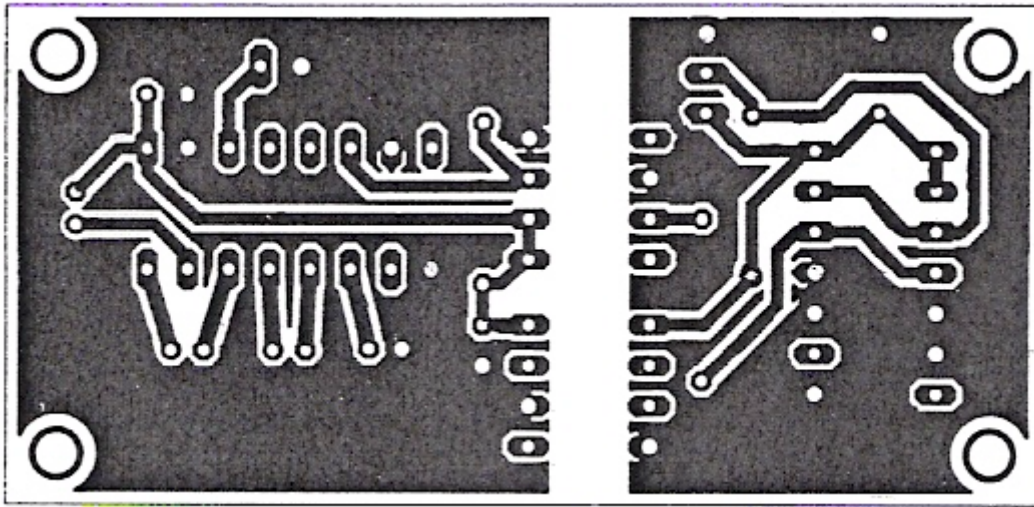
Schaltplan 2 – Galvanische Trennung für RS 232 Schnittstelle



Platinenlayout und Bestückungsplan Auswerteelektronik und RS232-Schnittstelle
(Vergrößerte Darstellung)



Platinenlayout und Bestückungsplan Galvanische Trennung RS232 Schnittstelle
(Vergrößerte Darstellung)



ATmega8 Programmierung

(programmiert unter BASCOM Version 1.11.8.0 (Hersteller: AVR® - © MCS Electronics))

```
$regfile = "m8def.dat"
$crystal = 3686400
$baud = 9600

Config Lcdpin = Pin , Db4 = Portb.0 , Db5 = Portd.7 , Db6 = Portd.6 , Db7 = Portd
Config Lcd = 16 * 2
Cursor Off

Config Portd.2 = Output
Portd.2 = 0
Config Pind.3 = Input
Portd.3 = 1
Config Portd.4 = Input
Portd.4 = 1

Config Adc = Single , Prescaler = Auto , Reference = Internal
Start Adc

Dim Offset As Word
Dim Wert As Integer
Dim I As Byte
Dim Maxwert As Word
Dim Swert As Word
Dim A As Word
Dim Ad As Long
Swert = 999
Offset = 23

Do

  For I = 1 To 250
    A = Getadc(0)
    Ad = Ad + A
    Waitus 30
  Next I

  Ad = Ad / 250
  Wert = Ad - Offset

  Cls
  Upperline
  Lcd "F=" ; Wert ; "N"
  Print Hex(wert)
  If Wert > Maxwert Then
    Maxwert = Wert
  End If
  Lowerline
  Lcd "Fmax=" ; Maxwert ; "N"
  Waitms 30

  If Wert > Swert Then
    Set Portd.2
  Else
    Reset Portd.2
  End If
Loop

End
```

Belastungsmaschinen-Protokoll:

Protokoll-ID: K9213
 Sensorname: Kistler9211
 Kistler ChargeMeter 5015 an Ausgang Voltmeter -Messung mit Pinzette ohne Silikonpuffer

Datum der Messung: 01.01.97
 Start der Messung: 02:45:57

Meßgerät: Type: HP
 Einheit: mV

Stabilisierung: Dauer der Stabilisierung: 5 min
 Pause zw. zwei Messungen: 5 sec

Empfindlichkeit: Anzahl der Lastwechsel: 5
 Zeitdauer einer Belastung: 20 sec
 Nullgewicht: 0 kg
 Nenngewicht: 120 kg

Linearität: Anzahl der Messzyklen: 3
 Pause zw. zwei Zyklen: 1 min
 Anzahl der Laststufen: 13
 Zeitdauer einer Laststufe: 20 sec

Kriechen: Dauer der Kriechmessung: 10 min
 Zeit zw. zwei Messungen: 20 sec
 Nenngewicht: 120 kg

Messwerte der Stabilisierung

Sensormame: Kistler9211
 Kistler ChargeMeter 5015 an Ausgang Voltmeter -Messung mit Pinzette ohne Silikonpuffer

Datum der Messung: 01.01.97
 Start der Messung: 02:46:13

Dauer der Stabilisierung: 5 min
 Pause zw. zwei Messungen: 5 sec

Zyklus Nr.	rel. Zeit hh:mm:ss	Temperatur °C	Last kg	Meßwert mV	Abweichung mV	Abweichung ‰
1	00:00:00		0	0,00467		
2	00:00:04		0	0,00469	0,00002	3,86
3	00:00:09		0	0,00467	-0,00001	-2,77
4	00:00:14		0	0,00468	0,0	0,43
5	00:00:19		0	0,0047	0,00002	4,28
6	00:00:24		0	0,00468	-0,00002	-3,83
7	00:00:29		0	0,00458	-0,0001	-21,38
8	00:00:34		0	0,0047	0,00012	26,65
9	00:00:39		0	0,00468	-0,00002	-4,26
10	00:00:44		0	0,00466	-0,00002	-3,42
11	00:00:49		0	0,0047	0,00003	6,86
12	00:00:54		0	0,0047	0,00001	1,28
13	00:00:59		0	0,00468	-0,00002	-5,1
14	00:01:04		0	0,00469	0,00001	2,99
15	00:01:09		0	0,00469	-0,00001	-1,28
16	00:01:14		0	0,00469	0,0	0,64
17	00:01:19		0	0,00467	-0,00002	-4,48
18	00:01:24		0	0,00465	-0,00002	-3,43
19	00:01:29		0	0,0047	0,00005	11,18
20	00:01:34		0	0,00468	-0,00002	-5,1
21	00:01:39		0	0,00467	-0,00001	-1,71
22	00:01:44		0	0,00467	0,0	0,43
23	00:01:49		0	0,00469	0,00002	3,64
24	00:01:54		0	0,00468	-0,00002	-3,2
25	00:01:59		0	0,00467	0,0	-0,86
26	00:02:04		0	0,00469	0,00002	4,49
27	00:02:09		0	0,0047	0,00001	1,7
28	00:02:14		0	0,00469	-0,00001	-1,91
29	00:02:19		0	0,00471	0,00002	3,2
30	00:02:24		0	0,00471	0,0	0,42
31	00:02:29		0	0,0047	-0,00001	-1,7
32	00:02:34		0	0,0047	0,0	-0,64
33	00:02:39		0	0,00471	0,00002	3,19
34	00:02:44		0	0,00474	0,00002	4,67
35	00:02:49		0	0,00472	-0,00002	-4,22
36	00:02:54		0	0,0047	-0,00001	-3,18
37	00:02:59		0	0,00471	0,00001	2,34
38	00:03:04		0	0,0047	-0,00001	-1,91
39	00:03:09		0	0,00476	0,00005	11,48
40	00:03:14		0	0,00472	-0,00003	-6,73
41	00:03:19		0	0,00469	-0,00003	-7,2
42	00:03:24		0	0,00471	0,00002	4,05
43	00:03:29		0	0,00474	0,00003	5,95
44	00:03:34		0	0,00473	-0,00001	-2,53
45	00:03:39		0	0,00472	-0,00001	-1,27
46	00:03:44		0	0,00474	0,00002	4,24
47	00:03:49		0	0,00476	0,00002	3,59
48	00:03:54		0	0,00491	0,00015	32,38
49	00:03:59		0	0,00497	0,00006	11,81
50	00:04:04		0	0,00511	0,00015	29,39
51	00:04:09		0	0,0053	0,00019	37,15
52	00:04:14		0	0,00553	0,00022	41,67

53	00:04:19	0	0,00579	0,00026	47,06
54	00:04:24	0	0,00596	0,00017	29,9
55	00:04:29	0	0,00597	0,00001	1,51
56	00:04:34	0	0,006	0,00004	6,2
57	00:04:39	0	0,00615	0,00015	24,82
58	00:04:44	0	0,0062	0,00004	6,83
59	00:04:49	0	0,00616	-0,00004	-6,46
60	00:04:54	0	0,00615	-0,00001	-1,46
61	00:04:59	0	0,00627	0,00012	20,18

Messwerte der Linearitätsmessung

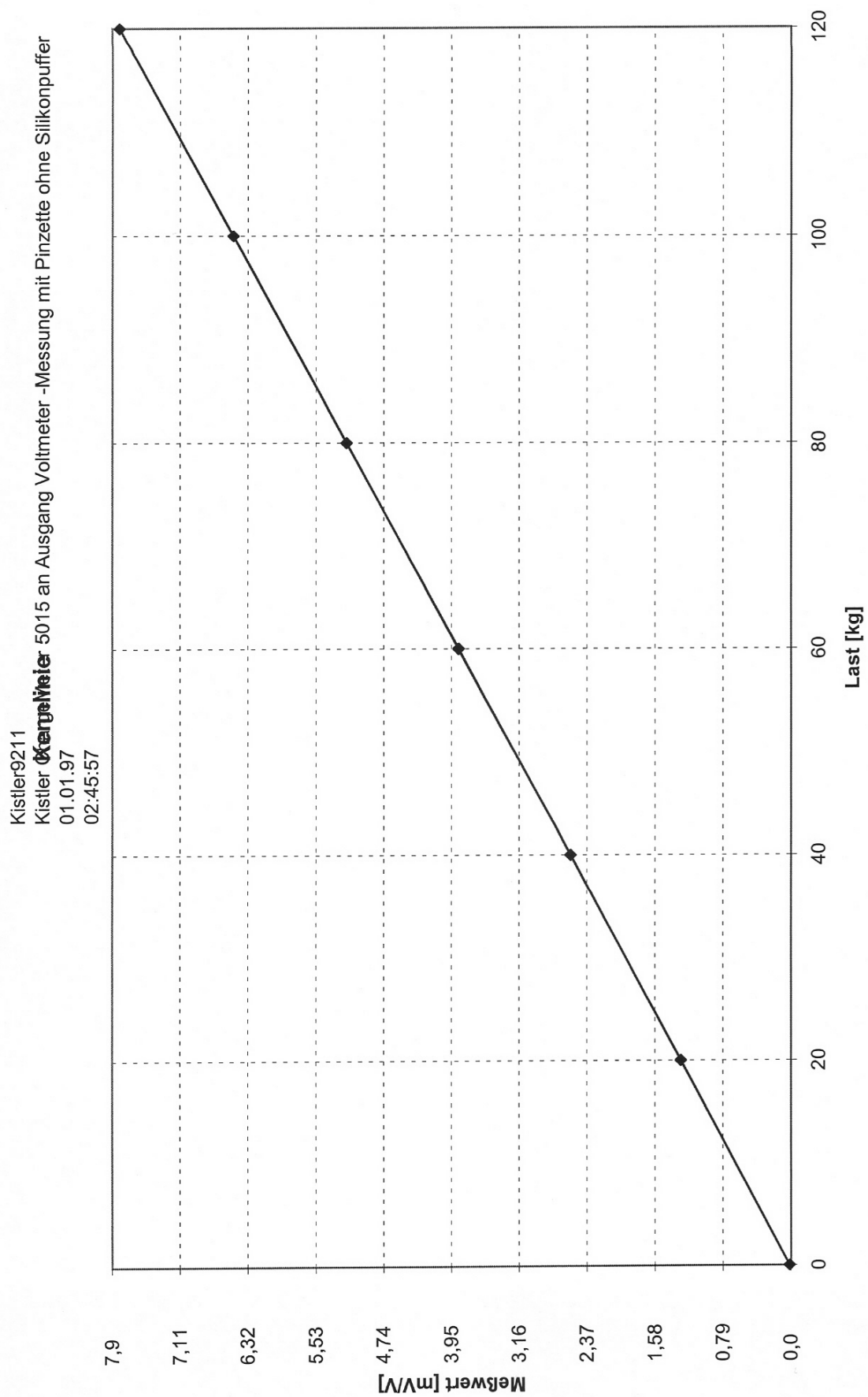
Sensormame: Kistler9211
 Kistler ChargeMeter 5015 an Ausgang Voltmeter -Messung mit Pinzette ohne Silikonpuffer

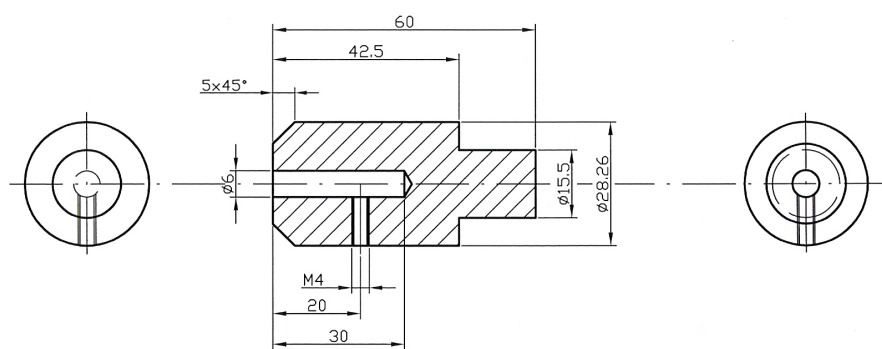
Datum der Messung: 01.01.97
 Start der Messung: 02:58:04

Anzahl der Messzyklen: 3
 Pause zw. zwei Zyklen: 1 min

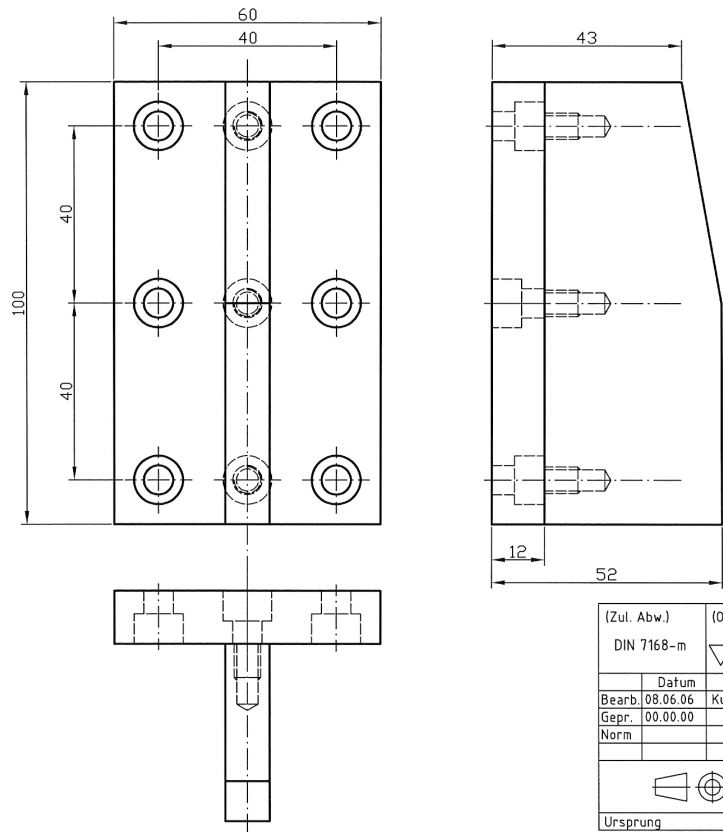
Anzahl der Laststufen: 13
 Zeitdauer einer Laststufe: 20 sec

ideale Last kg	reale Last kg	rel. Zeit hh:mm:ss	Temperatur °C	Meßwert mV	korr. Meßw. mV	idealer MW mV	Abweichung ‰	Hysteresis ‰
0	0,0	00:00:00		0,01285	0,0	0,0	0,0	
20	20,021	00:00:36		1,2764	1,26355	1,30052	-4,74	
40	40,033	00:01:12		2,56235	2,5495	2,60047	-6,53	
60	60,054	00:01:47		3,86543	3,85258	3,90098	-6,2	
80	80,075	00:02:22		5,17434	5,16149	5,20152	-5,13	
100	100,086	00:02:58		6,49233	6,47948	6,50137	-2,81	
120	120,109	00:03:33		7,81484	7,80199	7,80199	0,0	
100	100,086	00:04:08		6,48975	6,4769	6,50137	-3,14	-0,33
80	80,075	00:04:44		5,17233	5,15947	5,20152	-5,39	-0,26
60	60,054	00:05:19		3,87042	3,85756	3,90098	-5,57	0,64
40	40,033	00:05:54		2,5585	2,54565	2,60047	-7,03	-0,49
20	20,021	00:06:30		1,27984	1,26699	1,30052	-4,3	0,44
0	0,0	00:07:06		0,01514	0,00229	0,0	0,29	0,29
0	0,0	00:08:56		0,01432	0,00147	0,0	0,19	
20	20,021	00:09:32		1,28088	1,26803	1,30052	-4,16	
40	40,033	00:10:07		2,56625	2,5534	2,60047	-6,03	
60	60,054	00:10:43		3,86949	3,85664	3,90098	-5,68	
80	80,075	00:11:18		5,18109	5,16824	5,20152	-4,27	
100	100,086	00:11:54		6,499	6,48615	6,50137	-1,95	
120	120,109	00:12:29		7,82142	7,80856	7,80199	0,84	
100	100,086	00:13:05		6,49693	6,48407	6,50137	-2,22	-0,27
80	80,075	00:13:40		5,17953	5,16668	5,20152	-4,47	-0,2
60	60,054	00:14:15		3,87658	3,86372	3,90098	-4,78	0,91
40	40,033	00:14:51		2,56411	2,55126	2,60047	-6,31	-0,27
20	20,021	00:15:26		1,28477	1,27192	1,30052	-3,67	0,5
0	0,0	00:16:02		0,01825	0,0054	0,0	0,69	0,5
0	0,0	00:17:53		0,01757	0,00472	0,0	0,6	
20	20,021	00:18:29		1,28638	1,27353	1,30052	-3,46	
40	40,033	00:19:04		2,57245	2,5596	2,60047	-5,24	
60	60,054	00:19:39		3,87631	3,86346	3,90098	-4,81	
80	80,075	00:20:15		5,18747	5,17462	5,20152	-3,45	
100	100,086	00:20:50		6,50711	6,49426	6,50137	-0,91	
120	120,109	00:21:26		7,8294	7,81655	7,80199	1,87	
100	100,086	00:22:01		6,50452	6,49167	6,50137	-1,24	-0,33
80	80,075	00:22:37		5,18493	5,17208	5,20152	-3,77	-0,33
60	60,054	00:23:12		3,88139	3,86854	3,90098	-4,16	0,65
40	40,033	00:23:48		2,56938	2,55653	2,60047	-5,63	-0,39
20	20,021	00:24:23		1,28956	1,27671	1,30052	-3,05	0,41
0	0,0	00:24:59		0,02237	0,00952	0,0	1,22	0,62



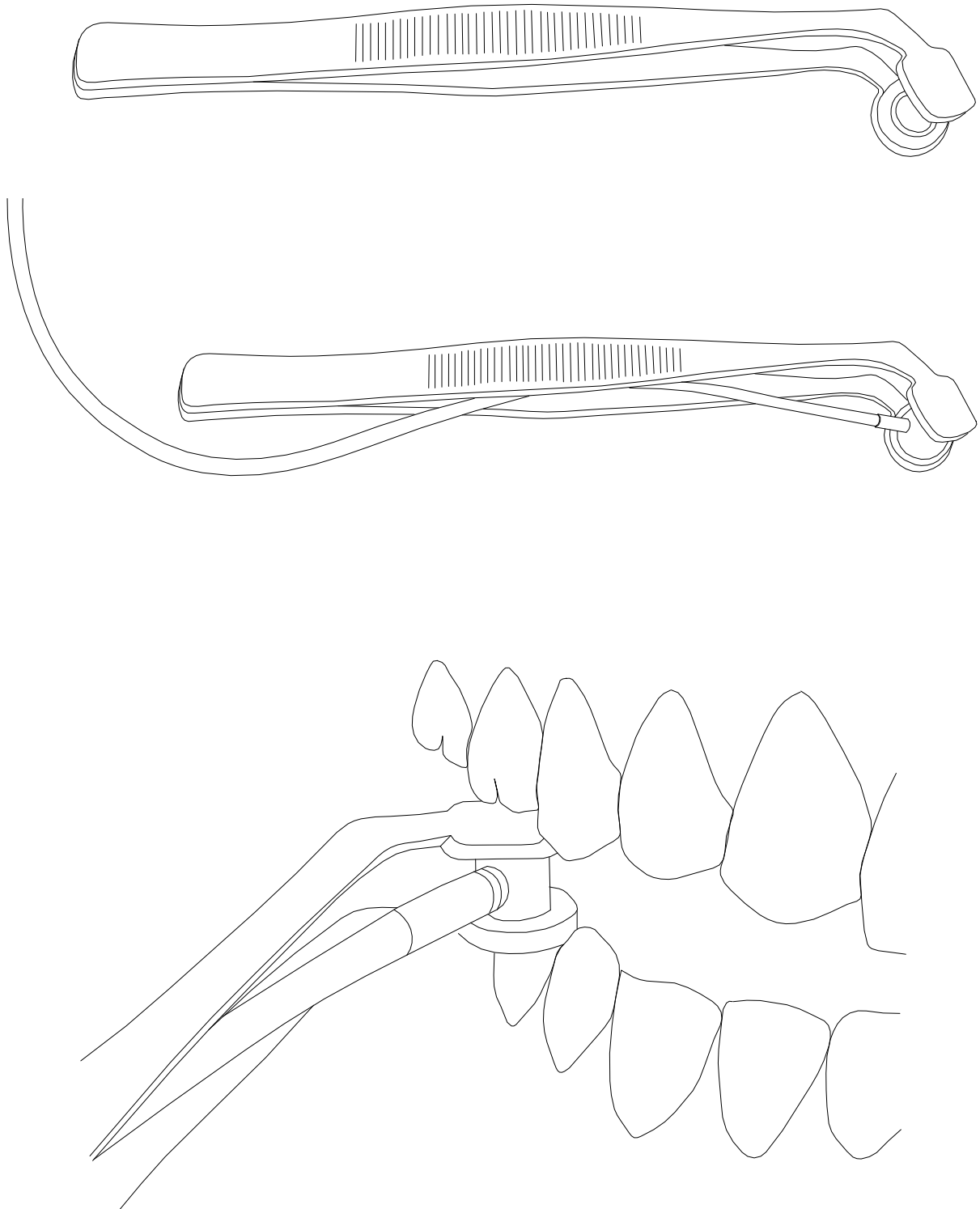


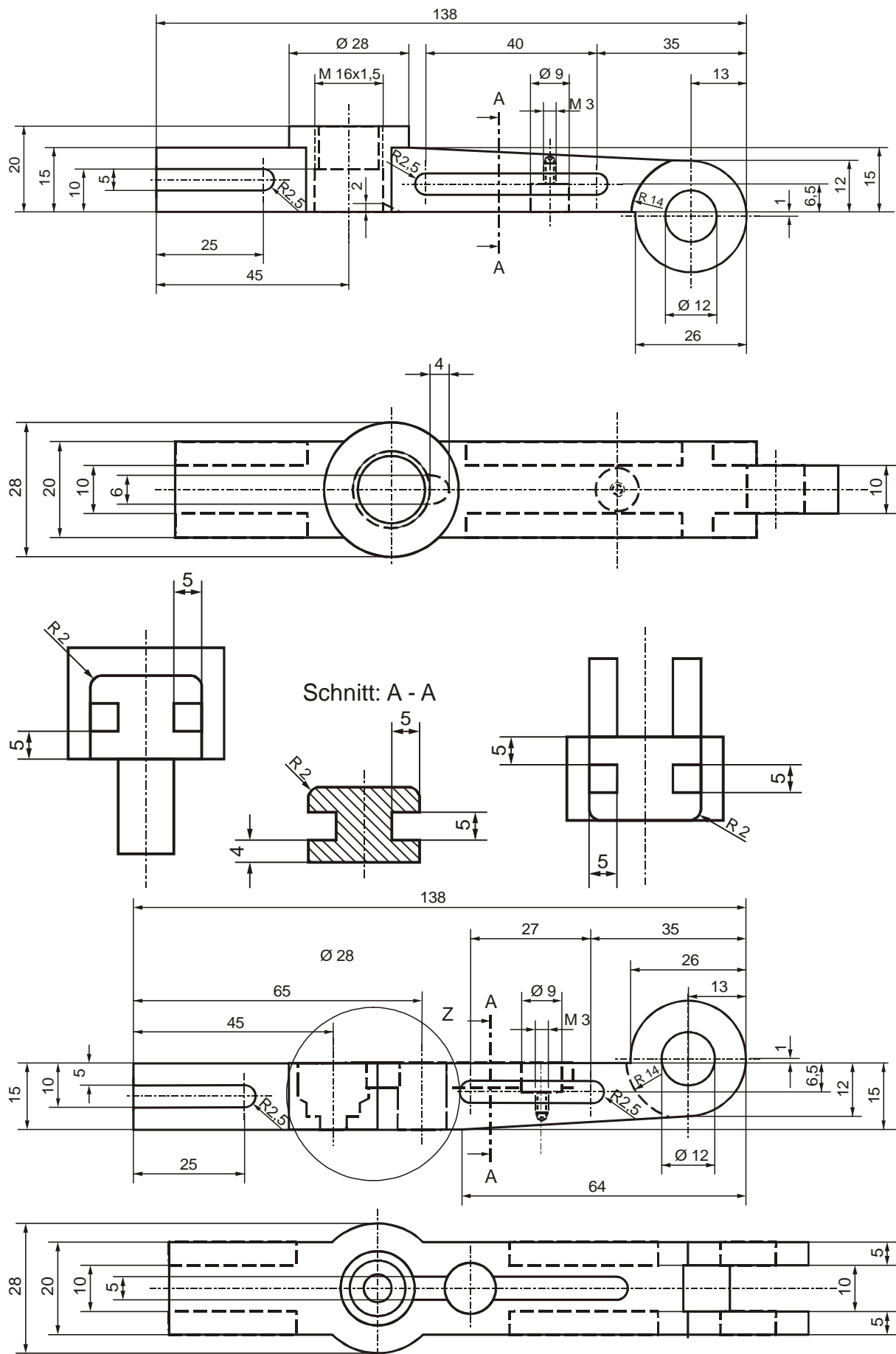
(Zul. Abw.)	(Oberfl.)	Maßstab 1:1	(Gewicht)
DIN 7168-m	✓	(Werkstoff, Halbzeug) Aluminium (Rohteil-Nr) (Modell- oder Gesenk-Nr)	
Bearb.	Datum	Name	Druckstempel-Zwick
Gepr.	02.06.06	Kuberczyk	
Norm	00.00.00		
Ursprung			Blatt
Ersatz für:			Blätter
Ersatz durch:			

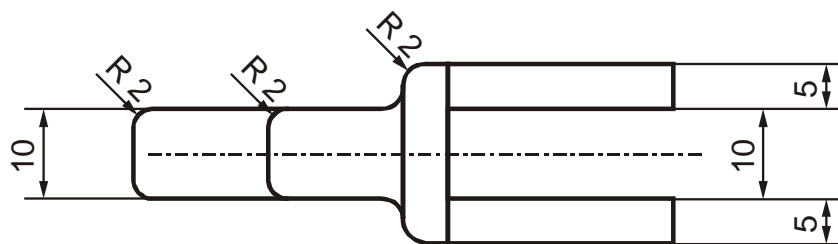


(Zul. Abw.)	(Oberfl.)	Maßstab 1:1	(Gewicht)
DIN 7168-m	✓	(Werkstoff, Halbzeug) Aluminium (Rohteil-Nr) (Modell- oder Gesenk-Nr)	
Bearb.	Datum	Name	Gegenstück-Zwick
Gepr.	08.06.06	Kuberczyk	
Norm	00.00.00		
Ursprung			Blatt
Ersatz für:			Blätter
Ersatz durch:			

Technische Zeichnung Haltepinzette Kistler – Apparatur







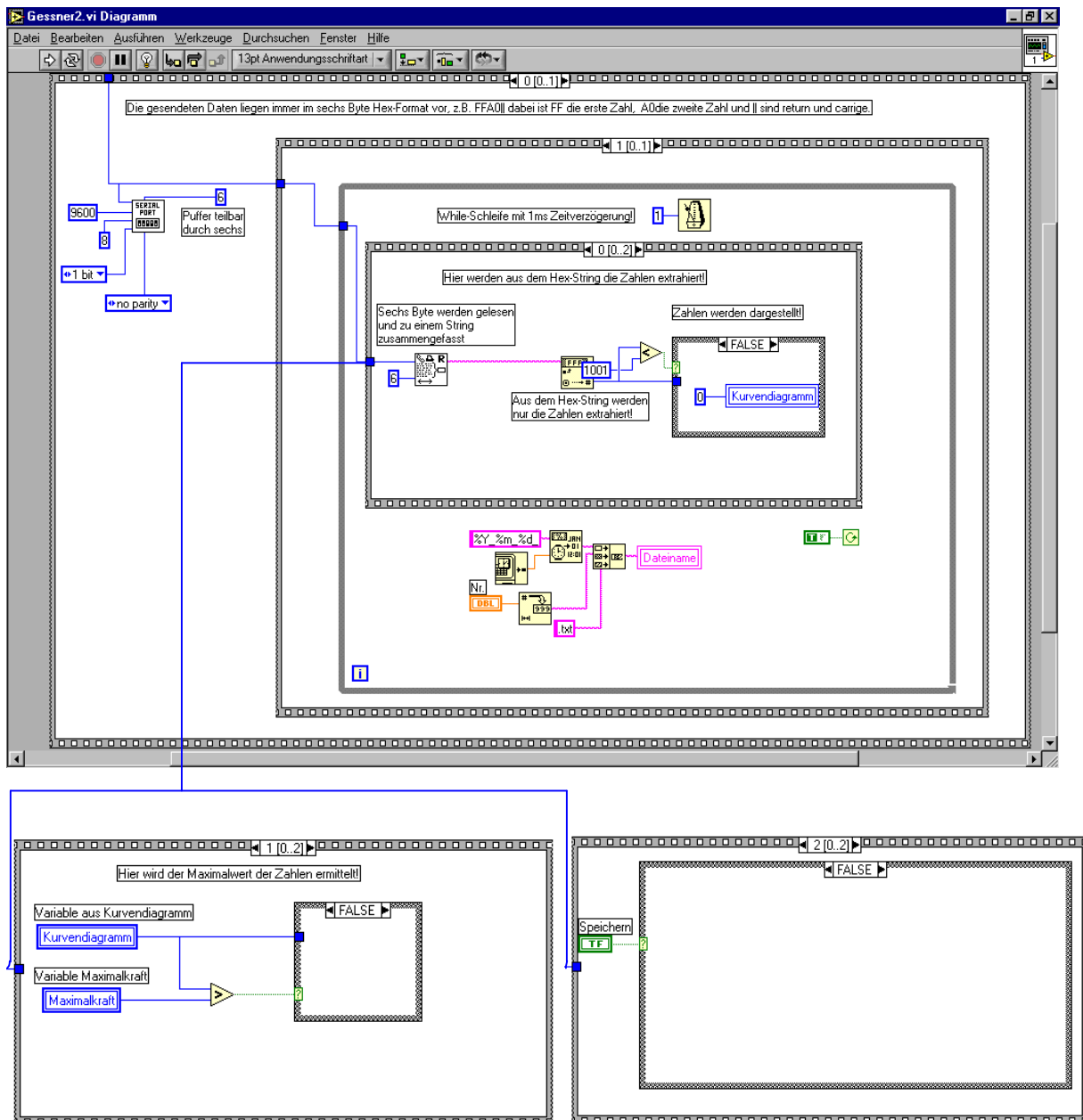


Abb. 62: Übersicht über den Programmablauf (LabView Script) für Software GESSNER 2; *Oberes Fenster:* Übersicht Softwarediagramm; *Beiden unteren Fenster:* zwei weitere Knotenpunkte zu Unterfenster 2

Ergebnisse Patientenuntersuchung Testgruppe 1

Patient Nr.	Geschle- cht	max molar power	med molar power	min molar power	SD molar power	max molar kistler	med molar kistler	min molar kistler	SD molar kistler	max front power	med front power	min front power	SD front power	max front kistler	med front kistler	min front kistler	SD front kistler	max prä power	med prä power	min prä power	SD prä power	max prä kistler	med prä kistler	min prä kistler	SD prä kistler
1	m	480	440,00	322	82,15	468	428	318	77,67	109	74	70	21,46	108	68	54	28,02	372	273	262	60,58	376	288	143	117,66
2	m	702	673,00	668	18,36	698	693	693	2,89	210	199	199	6,35	216	209	179	19,66	464	463	462	1,00	479	461	434	22,65
3	m	720	696,00	687	17,06	745	719	654	46,87	194	163	159	19,16	184	147	144	22,28	495	451	441	28,73	508	490	437	36,91
4	m	723	719,00	709	7,21	860	735	732	73,05	336	301	257	39,59	298	288	277	10,50	541	520	520	12,12	478	424	404	38,28
5	m	513	493,00	420	48,95	384	297	295	50,82	151	142	125	13,20	205	201	137	38,16	359	352	288	39,13	359	358	259	57,45
6	m	582	560,00	527	27,68	589	494	454	69,34	252	238	234	9,45	192	182	162	15,28	578	510	506	40,46	470	458	377	50,59
7	m	554	511,00	467	43,50	467	451	289	98,48	166	159	151	7,51	150	143	112	20,22	466	347	234	116,01	326	313	234	49,79
8	m	718	707,00	697	10,50	810	748	713	49,12	227	217	198	14,73	248	216	214	19,08	576	573	546	16,52	511	482	451	30,01
9	m	703	694,00	687	8,02	763	715	696	34,53	274	258	242	16,00	274	239	210	32,05	598	556	530	34,31	583	562	532	25,63
10	m	569	558,00	535	17,35	510	477	437	36,56	225	222	198	14,80	233	221	205	14,05	440	438	382	32,92	393	381	353	20,53
11	m	594	581,00	527	35,53	686	676	507	100,58	320	240	233	48,34	320	265	246	38,43	534	467	421	56,82	602	596	414	106,85
12	m	662	582,00	548	58,53	641	587	538	51,52	236	183	178	32,14	193	191	139	30,62	492	463	407	43,21	462	388	374	47,29
13	m	723	701,00	690	16,80	1081	1075	782	170,92	192	189	185	3,51	228	215	195	16,62	531	412	391	75,50	549	473	438	56,75
14	w	716	691,00	686	16,07	935	875	719	111,50	278	252	199	40,26	243	217	185	29,05	637	574	517	60,02	700	470	427	146,79
15	w	638	564,00	473	82,65	557	450	346	105,50	144	136	102	22,30	156	148	99	30,86	495	411	268	90,29	456	421	299	82,42
16	w	412	380,00	329	41,86	262	225	215	24,76	162	157	142	10,41	151	150	148	1,53	373	258	248	69,46	268	261	258	5,13
17	w	539	493,00	409	65,92	475	418	384	45,98	217	166	141	38,73	193	179	117	40,45	421	367	310	55,51	476	423	267	108,65
18	w	483	454,00	423	30,01	473	452	380	48,77	172	161	160	6,66	144	139	131	6,56	296	293	270	14,22	264	263	261	1,53
19	w	753	733,00	634	63,72	808	766	694	57,65	201	146	145	32,05	163	162	143	11,27	665	624	425	128,38	659	543	396	131,80
20	w	520	513,00	422	54,67	557	412	355	104,15	212	186	177	18,18	227	193	190	20,55	387	386	383	2,08	381	380	299	47,06
21	w	522	513,00	503	9,50	462	415	350	56,24	211	182	171	20,66	197	189	184	6,56	406	402	399	3,51	400	371	357	21,93
22	w	732	709,00	698	17,35	710	601	599	63,52	306	249	245	34,12	274	249	239	18,03	525	472	468	31,82	438	419	368	36,20
23	w	675	672,00	665	5,13	617	568	553	33,47	216	205	193	45,08	170	164	135	18,72	512	493	469	21,55	463	444	434	14,73
24	w	478	420,00	390	44,74	444	398	318	63,76	203	193	184	9,50	213	188	169	22,07	293	249	199	42,25	242	215	193	24,54
25	w	708	645,00	483	116,07	579	551	364	116,89	172	127	119	28,57	179	140	119	30,45	576	561	463	61,37	559	494	364	99,29
26	w	635	624,00	589	24,02	631	587	570	31,48	248	242	230	9,17	264	230	227	20,55	565	487	481	46,86	500	457	453	26,06

Gesamt	753	589,46	322	37,05	1081	589,73	215	66,39	336	191,81	70	21,61	320	189,73	54	21,60	665	438,54	199	45,56	700	416,73	143	54,10
männlich	723	608,85	322	30,13	1081	622,69	289	66,33	336	198,85	70	18,94	320	186,85	54	23,46	598	448,08	234	42,87	602	486,46	143	50,80
weiblich	753	570,08	329	43,98	935	516,77	215	66,44	306	184,77	102	24,28	274	180,62	99	19,74	665	429,00	199	48,26	700	397,00	193	57,39

Alle Angaben in Newton

Ergebnisse Patientenuntersuchung Testgruppe 2

Patient Nr.	Geschle- cht	max molar power	med molar power	min molar power	SD molar power	max molar kistler	med molar kistler	min molar kistler	SD molar kistler	max front power	med front power	min front power	SD front power	max front kistler	med front kistler	min front kistler	SD front kistler	max prä power	med prä power	min prä power	SD prä power	max prä kistler	med prä kistler	min prä kistler	SD prä kistler
1	m	234	220,00	203	15,52	231	204	187	22,19	144	140	121	12,29	112	112	103	5,20	180	178	166	7,57	168	162	154	7,02
2	m	318	318,00	287	17,90	340	307	293	24,13	116	102	79	18,68	109	93	84	12,66	304	301	279	13,65	283	279	262	11,15
3	m	222	218,00	210	6,11	240	220	205	17,56	96	95	87	4,93	103	100	90	6,81	267	260	243	12,34	280	273	256	12,34
4	w	126	119,00	118	4,36	129	109	108	11,85	45	44	43	1,00	47	39	39	4,62	53	49	49	2,31	59	47	44	7,94
5	w	230	230,00	213	9,81	227	224	222	2,52	88	87	76	6,66	91	83	83	4,62	122	120	113	4,73	119	117	107	6,43
6	w	175	168,00	167	4,36	174	174	173	0,58	105	103	92	7,00	110	97	88	11,06	147	139	134	6,56	153	153	146	4,04
7	w	166	157,00	106	32,36	178	148	126	26,10	136	123	111	12,50	128	122	118	5,03	236	211	207	15,72	219	216	205	7,37
8	w	201	168,00	144	28,62	190	187	176	7,37	117	109	98	9,54	112	107	103	4,51	244	240	233	5,57	238	236	234	2,00

Gesamt	318	199,75	106	14,88	340	196,63	108	14,04	144	100,38	43	9,08	128	94,13	39	6,81	304	187,25	49	8,56	283	185,38	44	7,29
männlich	318	252,00	203	13,18	340	243,67	187	21,29	144	112,33	79	11,97	112	101,67	84	8,22	304	246,33	166	11,19	283	238,00	154	10,17
weiblich	230	168,40	106	15,90	227	168,40	108	9,68	136	93,20	43	7,34	128	89,60	39	5,97	244	151,80	49	6,98	238	153,80	44	5,56

Ergebnisse Patientenuntersuchung Testgruppe 3

Patient Nr.	Geschle- cht	max molar power	med molar power	min molar power	SD molar power	max molar kistler	med molar kistler	min molar kistler	SD molar kistler	max front power	med front power	min front power	SD front power	max front kistler	med front kistler	min front kistler	SD front kistler	max prä power	med prä power	min prä power	SD prä power	max prä kistler	med prä kistler	min prä kistler	SD prä kistler
1	m	112	109,00	105	3,51	201	186	150	26,21	70	66	53	8,89	60	59	54	3,21	61	53	53	4,62	95	70	54	20,66
2	m	72	45,00	37	18,34	69	42	39	16,52	16	9	8	4,36	13	10	5	4,04	54	36	35	10,69	47	44	32	7,94
3	m	81	76,00	50	16,64	89	80	47	22,11	66	56	41	12,58	68	65	62	3,00	74	73	70	2,08	52	50	45	3,61
4	m	83	80,00	73	5,13	75	72	45	16,52	42	30	29	7,23	51	50	48	1,53	79	73	66	6,51	55	53	35	11,02
5	w	50	42,00	42	4,62	56	53	39	9,07	31	27	27	2,31	24	23	23	0,58	31	25	25	3,46	30	25	23	3,61
6	w	80	75,00	50	16,07	77	72	55	11,53	69	65	58	5,57	68	45	42	14,22	114	102	99	7,94	85	82	79	3,00
7	w	102	90,00	67	17,79	89	88	77	6,66	91	78	78	7,51	69	61	60	4,93	120	114	113	3,79	121	113	103	9,02
8	w	161	159,00	157	2,00	175	173	170	2,52	70	69	68	1,00	79	77	75	2,00	251	236	221	15,00	240	231	223	8,50

Gesamt	161	84,50	37	10,51	201	95,75	39	13,89	91	50,00	8	6,18	79	48,75	5	4,19	251	89,00	25	6,76	240	83,50	23	8,42
männlich	112	77,50	37	10,91	201	95,00	39	20,34	70	40,25	8	8,27	68	46,00	5	2,95	79	58,75	35	5,97	95	54,25	32	10,81
weiblich	161	91,50	42	10,12	175	96,50	39	7,45	91	59,75	27	4,10	79	51,50	23	5,43	251	119,25	25	7,55	240	112,75	23	6,03

Alle Angaben in Newton

9 Publikationen

GEßNER, T.D. , POSPIECH, P.: Verfahren zur Dimensionierung von Zahnbrücken unter Berücksichtigung der auf ein antagonistisches Zahnpaar wirkenden Kraft sowie Apparatur zu deren Messung und Verwendung derselben
DPMA, Patent Nr. DE 10 2007 024 479.9 (2007)

10 Danksagungen

Herrn Prof. Dr. Peter Pospiech danke ich für die interessante Themenstellung, sowie für die stets gewährte freundliche und kompetente Betreuung der Arbeit. Vor allem danke ich Ihnen für das stets offene Ohr und das schnelle Voranbringen der Arbeit, trotz der baulichen Neugestaltung unserer Klinik.

Herrn Prof. Dr. Günter Schultes, Lehrstuhl Sensor und Feinwerktechnik der Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes für die materielle und fachlich sehr kompetente Unterstützung des Projektes und die freundliche Betreuung. Ganz besonderer Dank gilt auch dem Laboringenieur Herrn Dipl. Ing. (FH) Thomas Kuberczyk aus der Arbeitsgruppe von Herrn Prof. Dr. Schultes, der die Entwicklung und Umsetzung des Projektes erst ermöglichte und durch unzählige Hilfen maßgeblich zum Gelingen der Arbeit beigetragen hat.

Herrn Prof. Dr. Andreas Schütze, Lehrstuhl für Messtechnik der Universität des Saarlandes danke ich für die gute Zusammenarbeit und fachliche wie materielle Unterstützung der Entwicklung. Besonderer Dank richtet sich an Dipl.-Ing. Harald Nagel der durch viel Einsatz und gute Ideen stets eine Hilfe war.

Herrn Dipl. Ing. Peter Motter danke ich für die Betreuung der Arbeit an der Zwick Universalprüfmaschine.

Herrn OA Dr. Frank Nothdurft danke ich für einige wichtige Anregungen zur Arbeit.

Dr. Gergo Mitov, ZA Mohammad Abed-Rabbo und ZA Michael Maas danke ich für die Unterstützung bei der Durchführung der klinischen Messungen.

Herrn Helmut Mayer von der Kistler Instrumente AG danke ich für die Bereitstellung der Messvorrichtung.

Ich danke dem Cusanuswerk für die sachliche und materielle Unterstützung meines Studiums.

Meinen Eltern danke ich ganz besonders für die ideelle und materielle Unterstützung in Ausbildung und Studium. Vor allem meinem Vater, Dr. Dieter Geßner für das Korrekturlesen der Arbeit.

Meiner Freundin, Janina Beier danke ich für die vielen guten Worte und die tolle Unterstützung.

11 Lebenslauf

Name	Thomas Daniel Geßner	
Geburtsdatum	09.06.1982	
Geburtsort	Saarbrücken	
Familienstand	ledig	
Staatsangehörigkeit	deutsch	
Eltern	Dipl. Ing. Dr. Dieter Geßner Ingrid Geßner, geb. Frank	
Geschwister	Philipp Geßner Lisa Geßner	
Schulbildung	1988-1992	Grundschule Hasborn
	1992-1994	Johannes-Keppler-Gymnasium Lebach
	1994-1998	Kreisrealschule Theley
	1998-2001	Gesamtschule Marpingen
	2001	Abitur
	2001-2002	Zivildienst, Seniorenzentrum „Haus am See“ Neunkirchen/Nahe
Studium	2002	Beginn des Studium der Zahnheilkunde an der Universität des Saarlandes
	2003	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
	seit 2003	Stipendium der bischhöflichen Studienstiftung Cusanuswerk
	2005	Zahnärztliche Vorprüfung
	voraussichtlich 2007	Zahnärztliche Prüfung